ÜBER STRUKTURBILD UND DETAILKONTRAST IM ANGIOGRAMM DER NIERE

JOACHIM GERCKE

1971

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546003_0034

AUS INSTITUT UND POLIKLINIK FÜR PHYSIKALISCHE THERAPIE
UND RÖNTGENOLOGIE DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN
RIEDER-INSTITUT
Komm. Direktor: Professor Dr. med. H. v. BRAUNBEHRENS

ÜBER STRUKTURBILD UND DETAILKONTRAST IM ANGIOGRAMM DER NIERE

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
J o a c h i m G e r c k e
aus München

München 1971

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Professor Dr. F.E. STIEVE
Mitberichterstatter:	Professor Dr. H. v. BRAUNBEHRENS
Dekan:	Professor Dr. W. SPANN

Tag der mündlichen Prüfung: 5. Oktober 1971

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

M E I N E N E L T E R N
I N D A N K B A R K E I T
G E W I D M E T

Inhaltsverzeichnis

A. Einleitung

B. Literatur

I. Detail- und Kontrastbegriffe

1. Detail und Detailerkennbarkeit
1.1. Detail
1.2. Detailerkennbarkeit

2. Kontrastbegriffe in der Radiologie
2.1. Physiologisch-optischer Kontrast
2.2. Photometrischer Kontrast
2.3. Photographischer Kontrast
2.4. Modulation und Modulationsgrad
2.5. Kontrastformeln

II. Die Übertragung des Strahlenkontrastes

1. Übertragung des Grobkontrastes
2. Unschärfe und Unschärfefaktoren
3. Kontrast und Modulationsübertragungsfunktion

III. Kenngrößen der Bildgüte

1. Die Modulationsübertragungsfunktion des Aufnahmesystems
2. Der tatsächliche Kontrast
3. Die Rauschkomponente
4. Ortsfrequenzen diagnosewichtiger Details als Maßstab für die Aufnahmetechnik

IV. Das Nierenangiogramm und seine technische Darstellung

1. Technik
1.1. Technik der aortalen Nierenangiographie
1.2. Technik der selektiven Nierenangiographie
2. Das normale Nierenangiogramm

V. Zur makroskopischen Anatomie und Röntgenanatomie der Nierenarterien

VI. Pathologische Gefäßstrukturen im Nierenangiogramm

1. Gefäßveränderungen bei Entwicklungsstörungen des Nierenparenchyms
2. Gefäßveränderungen bei Gefäßkrankheiten und Durchblutungsstörungen
3. Gefäßveränderungen bei Abfluß- und Entleerungsstörungen
4. Gefäßveränderungen bei entzündlichen Erkrankungen der Niere
5. Gefäßveränderungen bei Tumoren des Nierenparenchyms

C. Experimenteller Teil

I. Methodik

1. Anfertigung der Nierenangiogramme
2. Meßgerät und Meßvorgang

II. Detailgröße und Kontrast am Plexiglasphantom

1. Versuchsanordnung
2. Aufnahmetechnik
3. Meßtechnik und Auswertung
4. Ergebnisse

III. Detailgröße und Kontrast an Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

1. Material
2. Meßtechnik und Auswertung
3. Ergebnisse
4. Kontrastverhalten in der angiographischen Serie

IV. Detailgröße und Kontrast an Nierenangiogrammen mit pathologischem Befund

1. Material
2. Auswertung und Ergebnisse

V. Detailgrößen von Arterien postoperativer Nieren mit pathologischem Befund

1. Material
2. Technik der Arteriographie von Operationsnieren
3. Auswertung und Ergebnisse

D. Besprechung der Ergebnisse

1. Kontrast und Kontrastmitteldichte
2. Detailgrößen bei normalen und pathologischen Nierenangiogrammen
3. Detailgrößenvergleich zwischen pathologischen Gefäßen im Nierenangiogramm und den Gefäßen in Angiogrammen von Operationsnieren
4. Folgerungen für die Aufnahmetechnik

E. Zusammenfassung

F. Anhang: Abbildungen

Literaturverzeichnis

A. Einleitung

Ein Maßstab für die Güte einer Röntgenaufnahme kann die Wahrscheinlichkeit sein, mit der ein betrachtender Radiologe zu einer genauen Diagnose kommt. Wenn diese Annahme TUDDENHAMS (95) gilt, so bleibt doch die Frage, welche Strukturen der Aufnahme es denn sind, die eine klinische Diagnose ermöglichen und wie ausgeprägt sie dargestellt sein müssen, damit der Radiologe sie erkennt.

Der Physiker oder Techniker gibt dem Mediziner eine umfangreiche Apparatur an die Hand, deren Abbildungseigenschaften er kennt; der Mediziner muß nun sagen, was er abgebildet sehen will. Hängt auch die Wahrnehmung diagnostisch wichtiger Einzelheiten in großem Maße von der Erfahrung und von gestaltpsychologischen Größen ab, so sind doch Bildparameter vorhanden, die einer objektiven Messung zugänglich und für eine bestimmte röntgenologische Untersuchungsart typisch sind.

Solche Bildparameter stellen Detailgröße und Kontrast dar. Sind sie erst einmal bei den normalen Erscheinungsformen bekannt, so dürfte dann, wie STIEVE und RÖHLER (92) betonen, das Ermitteln der weitgehend unbekannten Detailgrößen und Kontraste an typischen pathologischen Befunden aus einem großen Krankengut eine Klärung der Frage bringen, was ein Röntgenbild enthalten muß, um die Grundlage für eine optimale Diagnostik zu bilden. Ein Vergleich der gemessenen Bildparameter mit den Kenngrößen des Abbildungssystems wird dann dem Mediziner sagen, wie er seine Apparatur am sinnvollsten einzusetzen hat, um zu einem optimalen Bild zu gelangen.

Solche Messungen wurden am Riederinstitut in großem Umfang bereits durchgeführt (HENNECKE (4o), ILLICHMANN (46), SEGERER (82), STIEVE (9o), STIEVE und RÖHLER (92)). Bei der vorliegenden Arbeit sollen nun die Detailgrößen und Kontraste von Arterien aus normalen und pathologischen Nierenangiographien mit Hilfe eines Mikrophotometers bestimmt werden. Sie befaßt sich im literarischen Teil mit Grundfragen zum Thema Detailerkennbarkeit, erläutert die wichtigsten Begriffe bezüglich Kontrast und Übertragung, geht auf Kenngrößen der Bildgüte unter Berücksichtigung informationstheoretischer Gesichtspunkte in der Radiologie ein und befaßt

sich mit den wichtigsten normalen und pathologischen Strukturen im Gefäßbild der Niere.

Im experimentellen Teil behandelt die vorliegende Arbeit Detailgrößen und Kontraste in aortalen und selektiven Nierenangiogrammen und Detailgrößen in Angiogrammen postoperativer Nieren. Ferner wird das Kontrastverhalten eines vereinfachten Gefäßmodells unter verschiedenen Aufnahmebedingungen untersucht.

B. Literatur

I. Detail- und Kontrastbegriffe

1. Detail und Detailerkennbarkeit

1.1. Detail

"Jeder, der sich die Aufgabe stellt, den Begriff des Bilddetails exakt zu definieren, steht sehr bald vor auch heute noch unüberwindbaren Schwierigkeiten" (SCHOBER (78)).

EGGERT, FRANKE und LUFT (22) sowie BAUER (3) gelang es noch, durch Vereinfachung der Verhältnisse zu klaren Definitionen zu kommen. Geht man wie sie davon aus, daß der von einer Röntgenröhre ausgesandte Strahlenkegel hinsichtlich Intensität und spektraler Verteilung vor dem Auftreffen auf das Objekt an allen Stellen gleich ist, so rufen beim Durchgang durch das Aufnahmeobjekt die verschiedenen Objektelemente eine verschiedene Schwächung hervor. Als Objektelement wird ein in sich geschlossener, homogener Bereich des Objektes verstanden, für den die Schwächung A gleichmäßig ist. Zwei benachbarte Objektelemente bilden ein Objektdetail ΔA, das durch die verschiedene Schwächung seiner Elemente gekennzeichnet ist. Hier wies RÖHLER (7o) nach, daß es bei medizinischen Objekten keine erkennbaren physikalisch homogenen Objektelemente gibt.

SPIEGLER (85) hat zusätzlich den Begriff "Einzelheit" eingeführt, mit dem er noch die räumliche Ausdehnung eines Details erfassen will.

FRIK (27) versteht nun unter einem Detail ein Objektelement, das sich - z.B. bei der Durchleuchtung - von seiner Umgebung dadurch abgrenzen läßt, daß es Röntgenstrahlen infolge anderer Dichte, Schichtdicke oder chemischer Zusammensetzung stärker oder geringer als die benachbarten Objektteile schwächt. Weiter gehört eine bestimmte räumliche Ausdehnung und Form sowie ein bestimmter Verlauf der Schwächung innerhalb des Objektelementes zur Definition des Details. Um ein Objekt eindeutig als Detail zu kennzeichnen, sind folgende Angaben notwendig: Dichte, chemische Zusammensetzung, Größe und Form des Details und seiner Umgebung. Für KLEIN und WIDENMANN (49) ist Detail nur noch ein Kollektivname für zahlreiche Erscheinungen, die das gemeinsame Merkmal besitzen, sich von ihrer Umgebung in irgendeiner Form zu unterscheiden.

Die Gesamtheit der Differenzierungen des Röntgenstrahlenbündels beim Durchgang durch ein inhomogenes Objekt heißt Strahlungsrelief oder, wie GOERING und SCHOTT (32) definieren, "Strahlenbild". Strahlenbild deshalb, weil hier keine räumliche Verteilung, sondern nur die Verteilung der Dosis bzw. Dosisleistung in einer Fläche gemeint ist. Das Strahlenbild wird im allgemeinen entweder in Licht umgewandelt oder zur Schwärzung des photographischen Films benützt, es bewirkt also das eigentliche Röntgenbild.

Nach EGGERT et al. (22) entspricht einem Objektdetail ΔA im Strahlenbild das Strahlungsdetail $\Delta \log I$, gekennzeichnet durch den Strahlungskontrast $\log I_1 - \log I_2$ in Gestalt der Differenz der Logarithmen der beiden Intensitäten. Im photographischen Röntgenbild würde dem ein Bilddetail ΔS entsprechen, das durch den objektiven Bildkontrast $(S_1 - S_2)$ als Differenz der Schwärzungen gegeben wäre. Diese Annahmen wurden unter Vernachlässigung der Beteiligung von Streustrahlen am Relief gemacht sowie unter Vernachlässigung der Übertragungsfehler im Aufnahmesystem.

RÖHLER (69) vermutet in einer Röntgenaufnahme ein Bilddetail dort, wo eine Abweichung der Schwärzung vom Mittelwert wesentlich größer ist als die mittlere Schwankung. Es liegt dann die Wahrscheinlichkeit vor, daß es sich um ein Signal und nicht um Rauschen handelt.

Die Schwierigkeiten in der Definition des Bilddetails sieht SCHOBER (78) darin, daß durch die Abbildungseigenschaften des Aufnahmesystems nicht zwischen dem Bild eines Objektpunktes und dem Bild eines Objektdetails unterschieden werden kann. Da der Objektpunkt nicht wie in der Mathematik als ohne Ausdehnung definiert werden kann, wird sein Bild ebenfalls wie das des Objektdetails als endlich ausgedehnte und strukturierte Zerstreuungsfigur wiedergegeben. Somit läßt sich nur die in der Praxis unfruchtbare Aussage machen, ein Bilddetail sei das Bild eines Objektdetails und ein Bildpunkt das Bild eines Objektpunktes. Der Radiologe setzt dann anstelle eines allgemeindefinierten Bilddetails das "informationswichtige Detail" und faßt alle anderen Details und Bildpunkte unter dem Sammelbegriff "Störde tails" zusammen. Nach KLEIN und WIDENMANN (49) versteht dann der Radiologe unter Bilddetails bestimmte, ihm bekannte Objektstrukturen, die er im Röntgenbild wiedererkennt, wobei sich sein Interesse vor allem denen zuwendet, die diagnosewichtig sind.

1.2. Detailerkennbarkeit

Nach EGGERT et al. (22) gibt die Detailerkennbarkeit an, wie groß ein Objektdetail sein darf, damit es eben noch erkennbar abgebildet wird. Sie ist gleich dem Kehrwert des Grenzfaktors der Objektdetailwiedergabe und berücksichtigt die subjektiven Einflüsse der Bildbetrachtung, hier in einem Faktor x zusammengefaßt.

$$\text{Detailerkennbarkeit} = \frac{\text{Objektdetail}}{\text{Unterschiedsschwelle}} = \left(\frac{\Delta A}{x \cdot \Delta S}\right)_{\min}$$

RÖHLER (66) definiert eine "objektive Detailerkennbarkeit" als die Wahrscheinlichkeit, mit der Schwärzungsunterschiede auf wirkliche Intensitätsunterschiede, also Details, zurückzuführen sind, und nicht nur einer statistischen Schwankung entsprechen.

Mit FRIK (27) macht der Begriff Detailerkennbarkeit allgemeine Aussagen über die Erkennbarkeit einer größeren Anzahl verschiedener Details. Die "absolute Detailerkennbarkeit" umfaßt die unteren Grenzwerte der einzelnen Detaileigenschaften - Größe, Kontrastgradient, Dichte usw. -, die diese annehmen dürfen, um noch sicher erkannt zu werden. Als quantitative Maßstäbe dafür kommen in Frage: die Wahrscheinlichkeit des Erkennens und die für das Erkennen benötigte Zeit. Dies läßt sich anhand von Phantomen ermitteln. Die Zahl der Autoren, die so die Detailerkennbarkeit quantitativ ermitteln, ist groß, eine ausführliche Zusammenstellung gibt FRIK (27). STIEVE (89) bezeichnet die Grenze der Detailerkennbarkeit als überschritten, wenn kleine und/oder kontrastarme - aber interessierende - Objektteile keine feststellbaren Details in der Abbildung haben.

2. Kontrastbegriffe in der Radiologie

BIEDERMANN, BORCKE, BUCHMANN, FRIESER, MUNKER, SCHOBER, SCHOTT, STIEVE und WIDENMANN (6) unternahmen den Versuch, die Nomenklatur der Kontrastbegriffe zu vereinheitlichen. Ihre Arbeit ist den folgenden Ausführungen zugrunde gelegt. In der Röntgenabbildung erfolgt die Bildentstehung aus dem Strahlenbild nach physikalischen Gesetzen, die Betrachtung geschieht jedoch nach den Regeln der physiologischen Optik. Deshalb sind für Detailerkennbarkeit und Bildgüte stets beide Bereiche maßgebend.

2.1. Physiologisch - optischer Kontrast

Da das physikalische Netzhautbild und der psycho-physiologische Bildeindruck oft stark voneinander abweichen können, kann ein physikalisch in irgendeiner Form vorliegender Kontrast je nach den Betrachtungsbedingungen vom Auge erkannt werden oder nicht.

Unter Schwellenkontrast K_s versteht man dabei den Kontrast, der gerade noch wahrgenommen wird; er stellt somit die Grenze zwischen Erkennen und Nichterkennen dar. Sein Reziprokwert, die Unterschiedsempfindlichkeit, wird als das Verhältnis der Umgebungsleuchtdichte L_u zum eben erkennbaren Leuchtdichteunterschied ΔL definiert.

$$UE = \frac{L_u}{\Delta L} \qquad K_s = \frac{\Delta L}{L_u}$$

Diese Definition gilt, gleichgültig, ob der Kontrast positiv oder negativ bezüglich der Untergrundleuchtdichte ist. Umfangreiche Untersuchungen von BLACKWELL (1o) haben gezeigt, daß die Unterschiedsempfindlichkeit UE am größten ist bei:

- gleichmäßiger Leuchtdichteverteilung über das ganze Gesichtsfeld,
- geringer Strukturierung des Untergrundes,
- genügender Adaptationszeit,
- möglichst geringer Unschärfe der kleineren Details.

Die Empfindlichkeit des menschlichen Auges zum Erkennen kleiner Kontraste ist verhältnismäßig groß, jedoch können nach RANKE (65) nicht mehr als etwa 2o Kontraststufen gleichzeitig erkannt und von einander unterschieden werden. Deshalb ist es notwendig, wenn der Schwärzungsumfang mehr als etwa zwei Zehnerpotenzen überschreitet, die Extreme durch Ausblenden zu beseitigen (SCHOBER (77)). Eine weitere Erscheinung in diesem Bereich stellt das MACH'sche Kontrastphänomen dar. Es hat zur Folge, daß zwei aneinandergrenzende verschieden helle Felder eine subjektive Überhöhung des Helligkeitsüberganges zeigen.

2.2. Photometrischer Kontrast

Man versteht darunter einen kontrasterzeugenden Leuchtdichteunterschied. Da $\frac{\Delta L}{L}$ nach der Definition des Schwellenkontrastes für große Unterschiede bei konstant gehaltenem Beleuchtungsniveau beliebig groß wird, benutzt man beim photometrischen Kontrast eine andere Definition; man setzt die halbe Leuchtdichtedifferenz zum Mittelwert der beiden Leuchtdichten in Beziehung:

$$K_{ph} = \frac{\frac{L_1 - L_2}{2}}{\frac{L_1 + L_2}{2}} = \frac{L_1 - L_2}{L_1 + L_2}$$

2.3. Photographischer Kontrast

In der Photographie interessieren die Schwärzungsunterschiede im Zusammenhang mit den dem Film aufgeprägten Belichtungsunterschieden. Schwärzung S, Transparenz τ und Opazität O sind Maße für die Lichtdurchlässigkeit einer entwickelten photographischen Schicht. Sie leiten sich aus dem Verhältnis von auftreffendem Lichtstrom Φ_0 zu hindurchgelassenem Lichtstrom Φ_1 ab.
Es gilt: $S = \log \frac{1}{\tau} = \log O = \log \frac{\Phi_0}{\Phi_1}$

Zwei an verschiedenen Stellen durchgelassenen Lichtströmen Φ_1 und Φ_2 (bzw. Schwärzungen S_1 und S_2) entsprechen die Leuchtdichten L_1 und L_2. Die Schwärzungsdifferenz $\Delta S = S_2 - S_1$, also der photographische Kontrast, ist somit gleich $\log \frac{L_2}{L_1}$.

Den Zusammenhang zwischen Schwärzung und Belichtung, in der Röntgenphotographie zwischen Schwärzung und Dosis, beschreibt die Schwärzungskurve, auch Gradationskurve genannt. Ihr Verlauf ist abhängig von Material und Verarbeitung. Man erhält sie, indem man die Belichtung auf der Abszisse in logarithmischem Maßstab aufträgt, die Schwärzung S auf der Ordinate linear, da sie definitionsgemäß bereits eine logarithmische Größe darstellt (Abb. 1).

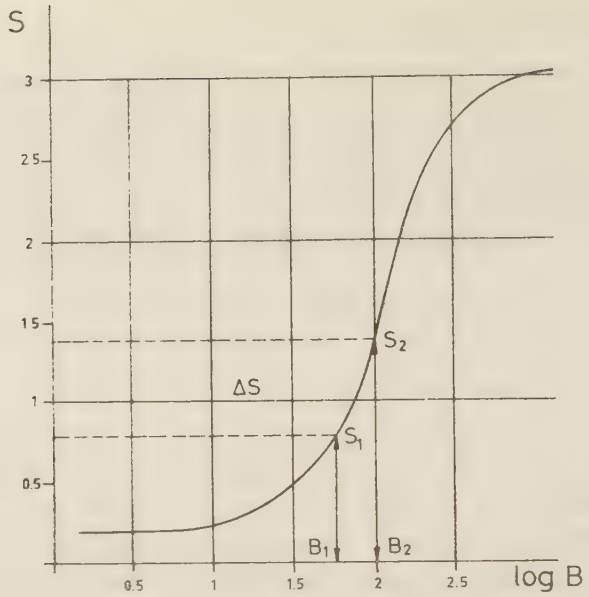


Abb. 1: Gradationskurve und photographischer Kontrast. Die Belichtungen B_1 und B_2 führen zu den Schwärzungen S_1 und S_2. In der Photographie werden die Kontraste i.a. als Differenz der Schwärzungen ΔS angegeben (nach BIEDERMANN et al.(6)).

2.4. Modulation und Modulationsgrad

Mit der Übernahme der in der Nachrichtentechnik entstandenen Übertragungstheorie auf Optik und Radiologie versteht man eine Größe wie Intensität, Strahlung, Dosisleistung oder Leuchtdichte als moduliert, wenn sie orts- und zeitabhängigen Schwankungen unterworfen ist. Sind die Schwankungen regelmäßig oder gar sinusförmig, so kennzeichnet die Amplitude I_a der Schwankung den Betrag der Modulation. Das Verhältnis der Amplitude I_a der Schwankung zum Mittelwert I_m der schwankenden Größe ist der Modulationsgrad m. Betrachtet man, wie in Abb. 2 veranschaulicht, die Intensitätsmaxima I_1 und Minima I_2 einer periodischen Intensitätsverteilung (Leuchtdichteverteilung, Dosisverteilung), so gilt für die Amplitude der Intensitätsschwankung:

$$I_a = \frac{I_1 - I_2}{2},$$ für den Mittelwert der Intensität:

$$I_m = \frac{I_1 + I_2}{2}.$$

Der Modulationsgrad m ist somit: $m = \frac{I_a}{I_m} = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$

Setzt man statt der allgemeinen Bezeichnung Intensität den Begriff der Leuchtdichte, so zeigt sich die formale Gleichheit der Definitionen von Modulationsgrad und photometrischem Kontrast.

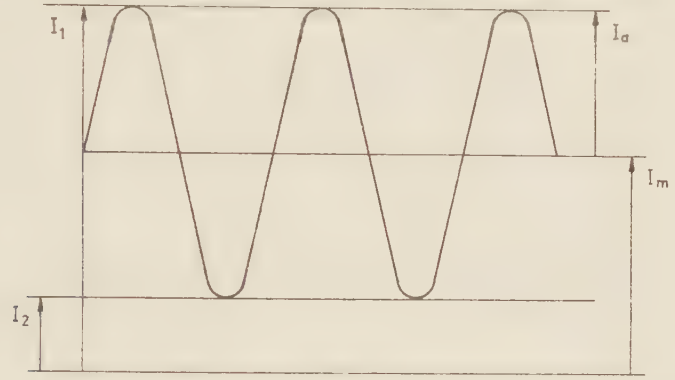


Abb. 2, nach BIEDERMANN et al. (6). Modulation und Modulationsgrad. Text siehe unter 2.4.

2.5. Kontrastformeln

BIEDERMANN et al. (6) stellen Kriterien für zu verwendende Kontrastformeln auf. Sie müssen:

1. zu unmißverständlichen Ergebnissen führen,
2. auf alle in Frage kommenden Fälle anwendbar sein,
3. nach Möglichkeit mit dem subjektiven Kontrasteindruck übereinstimmen,
4. sich verhältnismäßig einfach graphisch darstellen lassen.

Diese Forderung erfüllt am besten die für den photometrischen Kontrast genannte Definition. Eine begrenzte Bedeutung hat noch die Definition des Kontrastes als Differenz der Logarithmen der beiden Intensitäten, weil sie der Differenz S zweier Schwärzungen auf dem photographischen Film entspricht, und die Meßinstrumente meist in Schwärzung geeicht sind.

II. Die Übertragung des Strahlenkontrastes

1. Übertragung des Grobkontrastes

Wie ein gegebenes Strahlenbild mit seinen Dosisunterschieden vom Abbildungssystem in ein Ausgangsbild mit verschiedenen Intensitätsunterschieden übertragen wird, hängt sowohl vom Abbildungssystem selbst wie von der Größe des übertragenen Objektdetails ab. Berücksichtigt man zunächst den Grobkontrast, der noch keine durch eine zu geringe Detailgröße bedingte Kontrastminderung erfährt, so ergibt sich im einfachsten Fall, daß zwischen den eingestrahlten Dosisunterschieden des Strahlenbildes und den entstehenden Leuchtdichteunterschieden Proportionalität besteht. In diesem Fall spricht man von l i n e a r e r Ü b e r t r a g u n g . Damit ist die Deutung des optischen Bildes der unmittelbaren Deutung des Strahlenbildes äquivalent. Obwohl es sich hier um eine Idealvorstellung handelt, kann die Linearität bei Leuchtschirm oder Bildverstärker meist unbedenklich angenommen werden.

Linearität stellt sich im Koordinatensystem bei doppelt logarithmischem Koordinatenmaßstab als Gerade mit 45 Grad Neigung zur Abszisse dar. Die Gerade (allgemein Kurve), die die Beziehung zwischen Dosis und Leuchtdichte ausdrückt, heißt Übertragungskennlinie des Abbildungssystems.

N i c h t l i n e a r e Ü b e r t r a g u n g findet sich bei allen Abbildungssystemen, deren Kennlinie in doppelt logarithmischer Darstellung von der 45 Grad Neigung abweicht. Einen Sonderfall der Nichtlinearität stellt der geradlinige Teil der Schwärzungskennlinie (Gradationskurve) des photographischen Films dar. Der Kontrast der Eingangsgröße - definiert als die Differenz der Logarithmen der beiden Intensitäten - erscheint hier in der Ausgangsgröße mit einem Faktor Gamma multipliziert, wenn unter Gamma der Tangens des Neigungswinkels des geradlinigen Teils der Schwärzungskurve gegenüber der Abszisse verstanden wird. Der Gammawert stellt bekanntlich ein Maß für die Gradation des Films dar. Für ein Gamma absolut von eins liegt dann wieder Linearität vor. Da der Röntgenfilm in der Regel als Negativ betrachtet wird, kehren sich die Verhältnisse im Vergleich zum Leuchtschirm um. Einer höheren Dosis im Strahlenbild entspricht größere Schwärzung im Film, also gerade geringere Leuchtdichte. Die allgmeine Form

der nichtlinearen Übertragung liegt bei gekrümmten Kennlinien vor, wie z.B. in Durchhang und Schulter der Gradationskurve (BIEDERMANN et al. (6)).

2. Unschärfe und Unschärfefaktoren

Bevor auf das Verhalten des Feinkontrastes bei der Abbildung eingegangen wird, ist es notwendig, sich über die Unschärfe bei der Abbildung durch Röntgenstrahlen und die sie bedingenden Faktoren klarzuwerden, denn Kontrast und Schärfe sind gerade bei der Abbildung kleiner Details voneinander abhängig (RÖHLER (68)). Während die Schärfe mehr den subjektiven, empfindungsmäßigen Eindruck eines Gesamtbildes oder eines Bildteils bezüglich Konturen an Details beschreibt, also keinen Zusammenhang zwischen Objekt und Bild angibt, kennzeichnet die Unschärfe mittels einer Zahlengröße Abbildungseigenschaften eines Übertragungssystems (STIEVE (89)).

Betrachtet man die Intensitätsverteilung an dem Bild einer scharfen Kante, so zeigt sich, daß der Übergang von der höheren zur niederen Intensitätsstufe nicht ideal senkrecht, sondern s-förmig erfolgt. Als Unschärfe ist nun die Strecke angegeben, innerhalb derer der Intensitätsabfall stattfindet. Die Größe des Unschärfebetrages läßt sich aus dieser s-Kurve mit Hilfe von verabredeten Konstruktionen bestimmen (KLASENS (48), MEILER (53)). Abb. 3 veranschaulicht den Verlauf der Unschärfekurve am Beispiel der Folienunschärfe.

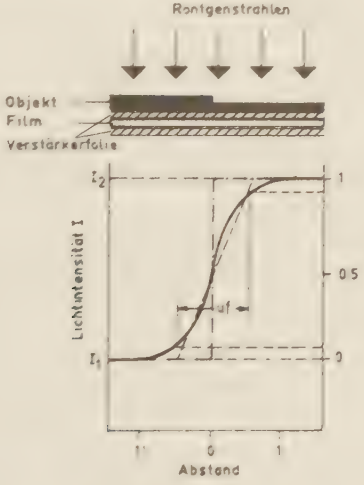


Abb. 3: Verlauf der Unschärfekurve bei der Abbildung einer scharfen Kante am Beispiel der Folienunschärfe u_f. (nach MEILER (53)).

Betrachtet man nun den Einfluß der Kantenunschärfe auf den Kontrast kleiner Details, so zeigt sich (Abb. 4), daß sich die beiden Kantenunschärfekurven überlagern und somit eine Kontrastminderung bedingen. Nach GOERING und DÜMMLING (33) werden kleine Details dann kontrastärmer abgebildet als größere Details gleicher Absorption, wenn das Detail kleiner ist als die doppelte Kantenunschärfe des abbildenden Systems. Welche Details in Lungenaufnahmen diesem kontrastmindernden Einfluß unterworfen sind, zeigt größenordnungsmäßig HENNEKE (4o), indem er den Kontrast willkürlich ausgewählter Lungendetails als Funktion ihrer Detailgröße aufträgt. Bis zu einer Detailgröße von 4 mm besteht annähernd lineare Abhängigkeit von Kontrast und Detailgröße, d.h., der Kontrast ist in diesem Bereich durch die Unschärfe bestimmt. Für SEGERER (82) liegt dieser Bereich bei Gallengängen in der intravenösen Cholangiographi bei Detailgrößen bis 2 - 3 mm.

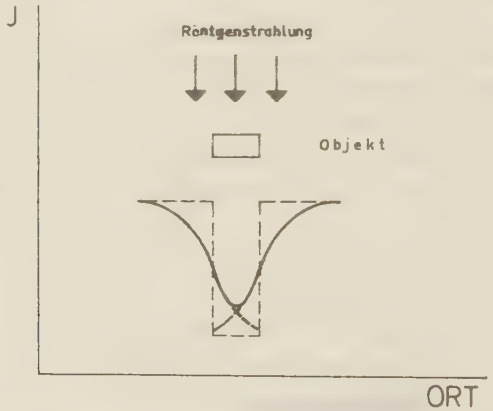


Abb. 4: (nach GOERING u. DÜMMLING (33)) Einfluß der Kantenunschärfe auf die Abbildung kleiner Details.

Die einzelnen Faktoren, die die Gesamtunschärfe eines Röntgenbildes bedingen, lassen sich mit STIEVE (91) zusammenfassen:

1) Geometrische Unschärfe
   beeinflußt von: - Fokusgröße
   - Fokus - Objekt - Film - Abstände

2) Bewegungsunschärfe
beeinflußt von:
- Belichtungszeit
- Organbewegung, Bewegung des Aufnahmeobjekts

3) Unschärfe des Bildempfängersystems
beeinflußt von:
- Folienart
- Filmtyp
- Art des Leuchtschirms usw.
- Art der Entwicklung

4) Unschärfe durch Streustrahlen.

Auf die einzelnen Unschärfefaktoren soll - soweit sie Gegenstand medizinischer Untersuchungen sind - noch unter III. "Kenngrößen der Bildgüte" ausführlicher eingegangen werden.

Nach BOUWERS, OOSTERKAMP (4), KLASENS (48), MORGAN (56), MEILER (53) u.a. setzt sich die Gesamtunschärfe eines Röntgenbildes nicht additiv aus den Teilunschärfen zusammen, sondern sie wird durch die größte Teilunschärfe bestimmt; d.h., sie ist dann am kleinsten, wenn alle Teilunschärfen etwa gleich groß sind. Die Gesamtunschärfe stellt das geometrische Mittel der Teilunschärfen dar.

3. Kontrast und Modulationsübertragungsfunktion

Die Modulationsübertragungsfunktion (MÜF) ist das Ergebnis der physikalischen Erscheinung, daß es keine ideale Abbildung durch ein Übertragungssystem gibt. Sie beschreibt in der Röntgenologie den Kontrastverlust in Abhängigkeit von der Detailgröße und damit auch das Verhalten des Feinkontrastes bei der Abbildung (BIEDERMANN et al. (6), SCHOTT (8o)).

Prägt man der Eingangsfläche eines optischen Systems einen Linienraster mit sinusförmigem Leuchtdichteverlauf auf, hält die Rasteramplitude konstant und steigert die Feinheit der Linien, die sogenannte Ortsfrequenz, dann erscheinen im Ausgangsbild die Helligkeitsamplituden, und damit der Kontrast wegen der Abbildungsfehler umso geringer, je größer die Ortsfrequenz ist, d.h., je mehr Linienpaare oder Perioden pro Millimeter der Raster enthält (Abb. 5).

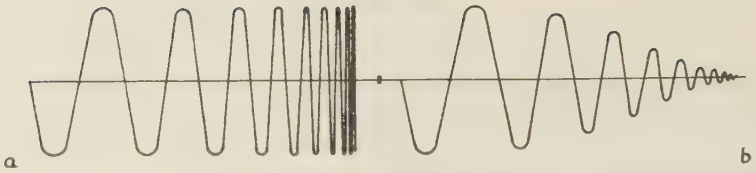


Abb. 5: Modulation einer sinusförmigen Intensitätsverteilung mit variabler Ortsfrequenz vom Eingangsbild (a) zum Ausgangsbild (b) (nach BIEDERMANN u.a. (6)).

Bei Details allgemeiner Art könnte man in ganz grober Annäherung sagen, daß der Reziprokwert ihrer geometrischen Ausdehnung die Größenordnung der wichtigsten enthaltenen Ortsfrequenzen angibt. Das Auflösungsvermögen des Abbildungssystems ist dann die Ortsfrequenz, bei der der Kontrast unter die Erkennbarkeitsschwelle sinkt. Nach FOURIER lassen sich beliebige Objekte in Gitter sinusförmiger Schwingungen zerlegen; man kann also mit der Modulationsübertragungsfunktion das Abbildungsverhalten dementsprechend beliebiger Objekte beschreiben.

Für alle nichtlinearen Übertragungssysteme, wie z.B. bereits beim photographischen Film, läßt sich die MÜF nicht ohne weiteres anwenden. Beim Film muß erst über die Gradationskurve die zu einer Schwärzung gehörige Belichtungsintensität bzw. Dosis festgestellt und daraus der Dosiskontrast berechnet werden.

Die Modulationsübertragungsfunktion kompliziert zusammengesetzter Übertragungssysteme, wie z.B. der Bildverstärker-Fernsehkette, berechnet sich aus den Modulationsübertragungsfunktionen der einzelnen Teilglieder, indem man die Teil-Modulationsübertragungsfunktionen untereinander multipliziert. (BIEDERMANN et al. (6), MUNKER (59), SCHOBER und HÖFERT (76), SCHOTT (8o)).

III. Kenngrößen der Bildgüte

Das wichtigste Merkmal der Güte eines Röntgenbildes ist die wirklichkeitsgetreue Wiedergabe seiner tatsächlichen Struktur (O'LOUGHLIN (62)) oder, wie STIEVE (91) genauer formuliert, die Erkennbarkeit des diagnostisch interessierenden Details in seiner wahren Form. Wenn TUDDENHAM (95) zu dem Schluß kommt, daß das wahre Kriterium für die Brauchbarkeit eines Röntgenbildes die Wahrscheinlichkeit ist, mit der der betrachtende Radiologe zu einer genauen Diagnose kommt, so widerspricht dem nicht, daß es auch Faktoren zur Bildgütebeurteilung gibt, die einer Messung zugänglich sind.

Seit BRONKHORST (15) stellen Kontrast und Schärfe bzw. Unschärfe wichtige, der Messung zugängliche Bildgütekriterien dar. Mit der Einführung der ursprünglich in der Nachrichtentechnik entstandenen Informationstheorie in die Optik und ihrer Anwendungsmöglichkeit auch in der Radiologie (ARDRAN (1), MORGAN (57), ROSSMANN (71), SCHOBER (75), SCHOBER und HÖFERT (76) u.a.) ergab sich mit der Modulationsübertragungsfunktion eine neue Kenngröße, die Vergleiche über die Eigenschaften von Abbildungssystemen erlaubte und Kontrast und Schärfe nicht mehr getrennt betrachtete. Die MÜF alleine reicht jedoch nicht aus, die Güte einer Aufnahme zu kennzeichnen. STIEVE und RÖHLER (92) fassen darum die Kenngrößen, die für die Güte eines Röntgenbildes bestimmend sind, folgendermaßen zusammen:

1. Die Modulationsübertragungsfunktion des Aufnahmesystems
2. Der tatsächliche Kontrast
3. Die Rauschkomponente

Ad 1. Die MÜF läßt Aussagen über die Qualität des Aufnahmesystems zu und charakterisiert dessen Auflösungsvermögen. Da in das Aufnahmesystem die Eigenschaften von Bildentstehungssystem und Bildempfängersystem sowie Objekteigenschaften eingehen, geben die MÜF dieser Systemeinheiten an, was unter optimalen Verhältnissen darstellbar sein sollte.

Beim Bildentstehungssystem lassen sich mit Hilfe der MÜF Aussagen machen, wie die geometrischen Faktoren wie Brennfleckgröße, Fokus - Objekt - Film - Abstände die Bildgüte beeinflussen (MEILER (54, 55), MORGAN (57) u.a.).

Aussagen über die Qualität des Bildempfängersystems machen die Modulationsübertragungsfunktionen der verwendeten Film-Folienkombination, des Leuchtschirmes, der Röntgenbildverstärker und der Fernsehsysteme. Auch hier haben zahlreiche Autoren veröffentlicht, von denen nur einige wenige genannt seien (HÖFERT (41, 42), MEILER (55), RÖHLER (68), SCHOTT (81) u.a.m.); ausführliche Literaturangaben hierzu geben STIEVE und RÖHLER (92).

Den Einfluß der Objektbewegung in Gestalt von Organbewegungen auf die MÜF untersuchten STIEVE und RÖHLER (92). Schon BERGER (5) konnte zeigen, daß die mittlere Bewegungsgeschwindigkeit in der Lunge 1oo - 15o mm/sec beträgt: am Herz und an großen Gefäßen maß er Geschwindigkeiten bis zu 4oo mm/sec. Pulsatorisch sich mitbewegende Organe des oberen Abdomens und des Retroperitonealraumes zeigen Bewegungsgeschwindigkeiten von 1 - 4o mm/sec, bei Amplituden bis zu mehreren Millimetern (BARTL (2), ECOIFFIER und WIDENMANN (19), GROSSEWILDE (36), STENZEL (88)).

Den Einfluß einer angenommenen mittleren Bewegungsgeschwindigkeit von 5 mm/sec, wie sie nach dem oben gesagten auch bei Nierenangiographien zu erwarten ist, auf die Darstellung von Objekten in einer Größe von 1 mm zeigen STIEVE und RÖHLER (92) anhand einer errechneten MÜF, die allein aus der Bewegungsunschärfe entsteht (Abb. 6). Eine Belichtungszeit von o,5 sec läßt dabei die nachteilige Wirkung der Bewegung auf das Auflösungsvermögen weit deutlicher werden als eine Belichtungszeit von o,1 sec. Um das tatsächliche Auflösungsvermögen zu beurteilen, müssen außerdem noch die MÜF der Film-Folien-Kombination und des Brennflecks berücksichtigt werden.

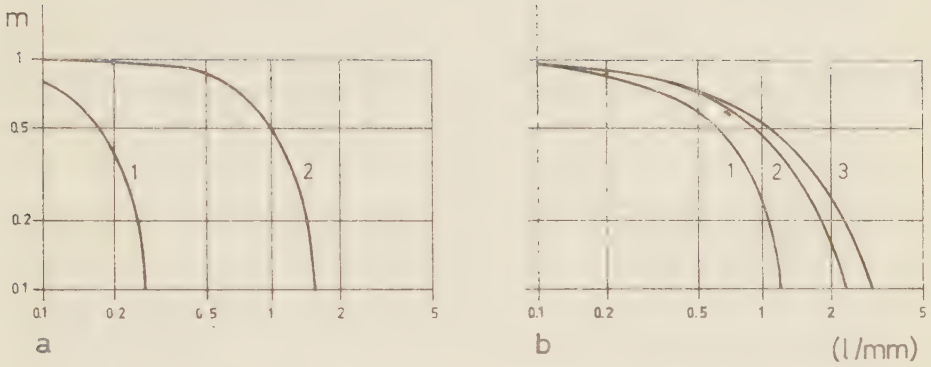


Abb. 6a: Einfluß der Bewegungsgeschwindigkeit auf die MÜF (errechnete Werte) Kurve 1 : o,5 sec Belichtungszeit; Kurve 2 : o,1 sec Belichtungszeit.

Abb. 6b: MÜF bei Aufnahmen mit einer Universalfolienkombination. Kurve 1 : MÜF der Universalfolien; Kurve 2: MÜF der Strahlengeometrie. Kurve 3: Gesamt-MÜF unter Zugrundelegen einer Belichtungszeit von o,1 sec (nach STIEVE und RÖHLER (92)).

Ad 2. Der tatsächliche Kontrast

Charakterisiert die MÜF die Tatsache, mit welchem Prozentsatz des Ursprungskontrastes eine bestimmte Ortsfrequenz dargestellt wird, so reicht dies allein nicht aus, um die Güte einer Aufnahme zu kennzeichnen. Dazu sind noch - neben der Rauschkomponente - Angaben über den tatsächlich vorhandenen Kontrast erforderlich; er ist durch den Strahlenkontrast am Empfangssystem charakterisiert. Den Strahlenkontrast beeinflussen seit langem bekannte Faktoren, die STIEVE und RÖHLER (92) zusammenfassen:

- Strahlenqualität
- Absorption durch die Objektdetails
  bestimmt durch: Dicke, Dichte, mittlere Ordnungszahl der durchstrahlten Substanz
- Streustrahlenanteil.

Dies läßt sich mit einer Betrachtung des Absorptionsgesetzes veranschaulichen (EGGERT (23), SPIEGLER (86)). Ist I_o die auf ein Objekt auffallende Intensität von Röntgenstrahlen, so gilt für die Schwächung der Röntgenstrahlen:

$$\frac{I}{I_o} = e^{-(\tau + \sigma) \cdot d \cdot \varrho} \qquad (23)$$

e = Basis des natürlichen Logarithmus
τ = photoelektrischer Absorptionskoeffizient
σ = elektromagnetischer Streukoeffizient
d = Schichtdicke des durchstrahlten Objekts
ϱ = Dichte des durchstrahlten Objekts

Der Streukoeffizient σ ist von der Ordnungszahl der Atome der durchstrahlten Substanz sowie von der Wellenlänge der Strahlung nahezu unabhängig.

Für den Absorptionskoeffizienten τ gilt jedoch, daß er proportional ist der 4. Potenz der mittleren Ordnungszahl Z und der 3. Potenz der Wellenlänge λ .

$$\tau = c \cdot Z^4 \cdot \lambda^3 \qquad c = \text{Konstante}$$

Die Strahlenqualität ist gekennzeichnet durch die Höhe der Aufnahmespannung. Erhöhung der Aufnahmespannung bedingt kleinere Wellenlänge, damit einen geringeren Absorptionskoeffizienten. Dies führt zu einer Verringerung des Verhältnisses von auftreffender zu absorbierter Strahlung, also zu geringerer Schwächung und zu einem geringeren Kontrast.

Am Absorptionsgesetz zeigt sich auch, daß eine Änderung der Strahlenqualität auf die Schwächung einen weit größeren Einfluß hat als eine Veränderung von Schichtdicke und Dichte des durchstrahlten Objekts, die nur linear in die Gleichung eingehen.

Bei höheratomigen Substanzen (Knochen, Kontrastmittel) sinkt der Strahlenkontrast mit zunehmender Spannung erheblich schneller als bei niederatomigen Substanzen, was vor allem in der Hartstrahltechnik ausgenützt wird (FRIK (28), GAJEWSKI (3o)). STIEVE (9o) konnte an Lungenaufnahmen zeigen, daß mit zunehmender Spannung die Änderung des Detailkontrastes nicht parallel mit der Änderung des Grobkontrastes erfolgt. Im diagnostisch wichtigen Bereich geringer Schwärzungen, wie innerhalb von pathologischen Verschattungen oder unter den Rippen, steigt die Zahl der erkennbaren Details mit der Spannung. Als Ursache wird eine Verlagerung des Detailkontrastes durch die Grobkontrasteinengung in das Gebiet höherer Schwärzung angenommen. Voraussetzung ist jedoch ein geringer Streustrahlenanteil.

Bei Kontrastmitteldarstellungen in der Angiographie bedeutet eine Spannungserhöhung eine erhebliche Kontrastminderung, da die hohe Ordnungszahl des Jods mit der 4. Potenz in der Absorptionsgleichung wirksam wird. Da das Kontrastmittel eine zusätzliche Verdünnung im Blutstrom erfährt, ist eine Hartstrahltechnik für die Angiographie nicht zu empfehlen (FRIK (28)).

Den Einfluß der Streustrahlen auf die Bildgebung beschreibt SPIEGLER (86). Ihre Wirkung besteht in einer:
- Kontrastminderung
- Vermehrung der Unschärfe
- Änderung des Kontrastgradienten je nach Lage des Absorbers im Objekt.

Wie STIEVE (9o) am Röntgenbild der Lunge untersucht hat, wirkt sich die Kontrastminderung besonders auf Details aus, die sich in niederen Schwärzungsbereichen befinden, da die Streustrahlung die charakteristische Kurve des Films verflacht und zwar im unteren Durchhang mehr als im geradlinigen Teil.

Die Vermehrung der Unschärfe durch Streustrahlung führt SPIEGLER (86) darauf zurück, daß die Streustrahlung als von einem sehr ausgedehnten Brennfleck ausgehend gedacht werden kann, einem "Streuwolke - Fokus". Ein solcher Brennfleck bewirkt Unschärfe für sehr filmnahe

Teile, einheitlichen Streuschleier für filmferne. STIEVE (9o) findet diese Unschärfewirkung der Streustrahlung in der Lunge vorwiegend bei Detailgrößen wie sie bei allen Formen miliarer Lungenveränderungen und bei der Lungenfibrose zu beobachten sind. Daneben zeigt er, daß ein Unterschied zwischen einem filmnahen und einem filmfern aufgenommenen Bleiraster hinsichtlich Schwärzungskontrast wie auch der Zahl der aufgelösten Linien besteht; dies jedoch nicht bei Aufnahmen ohne Streustrahlenraster. Das heißt, daß die Streustrahlung bei Aufnahmen ohne Raster die geometrischen Schärfeunterschiede verwischt, also selbst eine Unschärfewirkung besitzt.

Die Auswirkung der Streustrahlen auf den Kontrastgradienten in Abhängigkeit von der Lage des Absorbers demonstriert SPIEGLER (86) Der Kontrast wird umso geringer, je mehr Streustrahlung in den vom Objekt beschatteten Raum eintreten kann, d.h., je größer der Objekt - Film - Abstand ist. Bei der Aufnahme von zwei Münzen, von denen die eine filmfern, die andere filmnah liegt, ergibt die filmferne in der Positivkopie eine wesentlich geringere Schwärzung als die filmnahe Münze. In der Praxis ist mit diesem Phänomen nur zu rechnen, wenn der Filmabstand der Absorber sehr unterschiedlich ist, und auch dann nur, wenn der Abstand des filmnahen Absorbers vom Film klein ist. Dies kann bei Aufnahmen ohne Raster und sehr plattennah gelegenen Objektdetails möglich sein (STIEVE (9o)).

Ad 3. Rauschkomponente

Es handelt sich beim Rauschen ganz allgemein um zufallsbedingte Fluktuationen, die im Bild als Störsignale auftreten und damit die Erkennbarkeit erschweren (STIEVE (89)). Allgemein wirkt sich das Rauschen dahingehend aus, daß Objektstrukturen, deren Kontrast und Größe im Bereich der zufälligen Schwankungen liegen, nicht mehr wahrgenommen werden können.

3.1. Quantenrauschen

Röntgenquanten sind in ihrer Verteilung einer örtlichen und zeitlichen Fluktuation unterworfen; bei geringer Quantendichte, wie sie bei niedriger Dosis auftreten kann, ist es möglich, daß nicht alle Teile des Objekts von Röntgenstrahlen getroffen werden und somit Bildlücken auftreten. An Stellen, wo sich im Bild ohne [illegible]rauschen gleichmäßige Leuchtdichte ergeben würde, ergibt

sich durch das Quantenrauschen eine ungleichmäßige Leuchtdichteverteilung. Diese, von ROSSMANN (72) als "quantum mottle" bezeichnete, statistisch verteilte Struktur darf nicht mit dem "structure mottle", den Eigenschaften der Folie, verwechselt werden. Da das Quantenrauschen den Gesetzen der Modulationsübertragungsfunktion unterliegt, nimmt es zu geringen Ortsfrequenzen hin zu, d.h., besonders größere kontrastarme und unscharfe Details werden in ihrer Erkennbarkeit beeinträchtigt (HÖFERT (42)).

3.2. Objektbedingtes Rauschen tritt auf, wenn sich Störstrukturen des Objekts einem diagnosewichtigen Detail durch Summation oder Subtraktion überlagern und es somit unter die Erkennbarkeitsschwelle drücken, wie STIEVE und RÖHLER (92) es an darmgasüberlagerten Konkrementen im Gallengang demonstrieren.

3.3. Das empfängerbedingte Rauschen wird durch die Körnigkeit der Folie, des Films oder durch das elektronische Rauschen von Bildverstärker und Fernsehsystem hervorgerufen.

4. Ortsfrequenzen diagnosewichtiger Details als Maßstab für die Aufnahmetechnik

Hat man mit der MÜF eine Größe an der Hand, die Abbildungseigenschaften des Aufnahmesystems charakterisiert, so interessiert für die Praxis die Frage, welche Ortsfrequenzen und damit Detailgrößen überhaupt aufgelöst werden sollen, d.h., wie groß die diagnosewichtigen Details eigentlich sind. Auf diesem Gebiet wurden gerade am Riederinstitut zahlreiche Messungen vorgenommen (HENNECKE (4o), ILLICHMANN (46), SEGERER (82), STIEVE (9o)). Vergleicht man dann die Häufigkeitsverteilungen der Ortsfrequenzen mit den MÜF des Aufnahmesystems, so läßt sich für die jeweilige diagnostische Fragestellung das bestmögliche Aufnahmeverfahren ermitteln.

HENNECKE (4o) fand bei den am häufigsten vorkommenden, gut abgrenzbaren Details von normalen Lungenaufnahmen Größen von o,8 - 5,o mm bei einem Verteilungsmaximum von 2,o - 3,o mm. Pathologische Lungenstrukturen bei chronisch-entzündlichen, proliferativen und indurativen Prozessen ergaben eine Streuungsbreite von o,5 - 7,o mm mit einem Verteilungsmaximum von 1,o - 4,o mm. SEGERER (82) maß an diagnosewichtigen Details der intravenösen Cholangiographie Größen zwischen 1 und 8 mm, wobei die

Detailgrößen zwischen 1 und 2 mm vorherrschen und bildbestimmend sind.

STIEVE und RÖHLER (92) haben nun die Häufigkeitsverteilungen von Ortsfrequenzen, wie sie sich an Frakturspalten und Fissuren von Knochen ergeben (BORCKE und POPPE (13)), an Gefäßen auf postmortalen Angiogrammen und am Felsenbein mit den Übertragungsfunktionen verschiedener Empfangsorgane verglichen (Abb. 7). So konnte gezeigt werden, daß es gelingt, alle diagnosewichtigen Details bei Frakturen mit feinzeichnender Folie darzustellen, was es möglich macht, anstelle von folienlosen Filmen in der Frakturdiagnostik mit Folienfilmen mit feinzeichnender Folie zu arbeiten.

Die kleineren Details der postmortalen Angiogramme werden dagegen mit einer Universalfolie nicht sichtbar gemacht. Hier ermöglicht es erst - wenn notwendig - eine Vergrößerungstechnik, auch solche kleinen Details darzustellen. Am Beispiel des Steigbügels im Ohr, der nur einen Durchmesser von o,2 - o,3 mm aufweist, zeigt STIEVE (92), daß er unter normalen geometrischen Bedingungen auf einem Folienfilm nicht sichtbar wird. Erst wenn es gelingt, ihn um einen Faktor 2 zu vergrößern, kann auch er mit dem Folienfilm dargestellt werden.

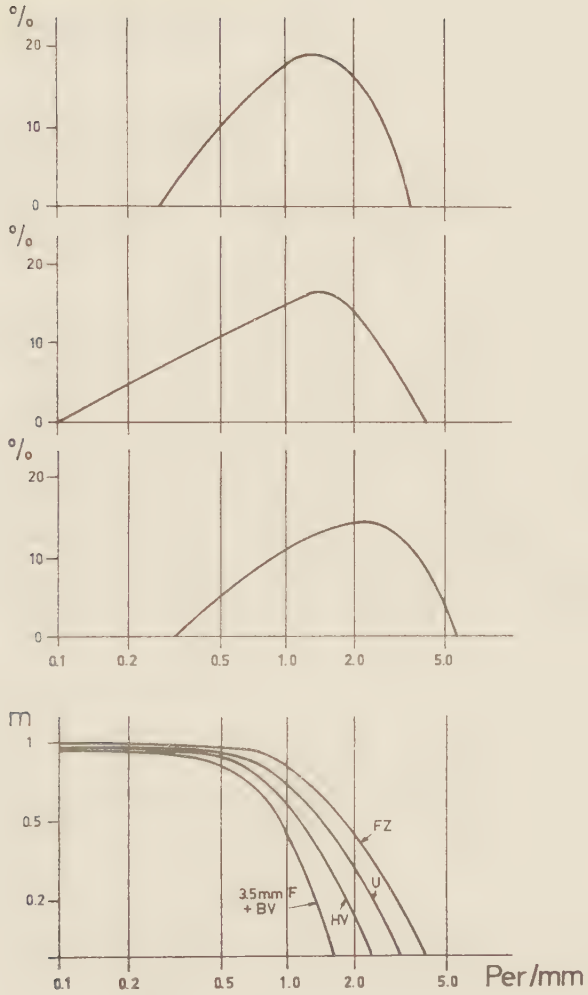


Abb. 7: Detailgrößen bei verschiedenen Aufnahmeobjekten:
a) Frakturspalte und Fissuren
b) Gefäße auf postmortalen Angiogrammen
c) Felsenbein (Mittelohr, Innenohr)
d) MÜF verschiedener Empfangsorgane. 35 mm F + BV = Röntgenkinoaufnahme auf 35-mm-Film. HV = direkte Röntgenaufnahme mit hochverstärkender Folie. U = direkte Röntgenaufnahme mit Universalfolie. FZ = direkte Röntgenaufnahme mit feinzeichnender Folie (nur Folien und Film) (nach STIEVE und RÖHLER (92)).

IV. Das Nierenangiogramm und seine technische Darstellung

1. Technik:

Es gibt drei Wege, um eine Darstellung der Nierenarterien mit Kontrastmittel zu erreichen:

a) durch direkte percutane, translumbale Aortenpunktion
b) durch Katheterismus der Aorta und Injektion des Kontrastmittels in die Aorta abdominalis: aortale Angiographie
c) durch selektive Katheterisierung der Arteria renalis: selektive Nierenangiographie.

Dos SANTOS, LAMOS und CALDAS (18) gaben als erste 1929 eine Methode an, bei der sie die Aorta direkt translumbal, mit einer 15 - 2o cm langen Nadel punktierten. Punktionen der Nierenarterien, von Lumbal- und Mesenterialarterien waren häufig, deshalb wird diese Methode heute nur noch bei besonderen Indikationen, wie ausgeprägter aortoiliacaler Atheromatose, angewendet oder in allen Fällen, bei denen die Kathetermethode nicht gelingt.

FARINAS (25) führte die Katheterisierung der Aorta über die freigelegte Femoralarterie ein, PEIRCE (63) gab eine Methode zur percutanen Punktion der Arteria femoralis mit einer weitkalibrigen Nadel an, wobei er einen Katheter durch das Lumen der Nadel in die Aorta schob. SELDINGER (83) gab dazu eine Modifikation an, die das Einführen von Kathetern vom gleichen Durchmesser oder sogar größerem Durchmesser als der Punktionskanüle erlaubte.

1.1. Technik der aortalen Nierenangiographie

Nach Punktion der Arteria femoralis knapp unterhalb des Leistenbandes wird ein Metallführungsdraht durch die Punktionskanüle in das Gefäß eingeführt und die Kanüle entfernt. Über den Führungsdraht wird ein flexibler Polyäthylenkatheter in die A. femoralis eingebracht und zusammen mit dem überstehenden Führungsdraht in die Aorta bis in Höhe des Abganges der Nierenarterien vorgeschoben. Bei den in der vorliegenden Arbeit verwendeten aortalen Arteriogrammen war der modifizierte Seldinger-Katheter endständig mit einer Knopfsonde verschlossen; der Kontrastmittelaustritt erfolgt damit durch seitliche, am Katheter angebrachte Löcher. Da die Polyäthylenkatheter nicht schattengebend sind, erleichtert die metallene Knopfsonde noch die Lagekontrolle des Katheters am Bildschirm, wenn der Führungsdraht bereits entfernt ist.

1.2. Technik der selektiven Nierenangiographie

Um die bei der aortalen Angiographie auftretenden Überlagerungen durch mitgefüllte Mesenterial- oder Lumbalgefäße zu vermeiden und um ein Optimum an anatomischem Detail zu erhalten, wird bei der selektiven Nierenangiographie der Katheter unmittelbar in die Arteria renalis eingeführt. OEDMAN (6o) gelang es, einen röntgendichten Polythenkatheter herzustellen und eine brauchbare Methode zur Katheterisierung der Arteria renalis anzugeben. Die Spitze dieses Katheters wird unter Eintauchen in Wasser von über 7o° Celsius so geformt, daß sie dem Winkel der Nierenarterienabzweigung mit der Aorta angepaßt ist. Durch das Eintauchen in heißes Wasser verliert der Katheter seine Elastizität und wird verformbar; nach anschließendem Abschrecken in kaltem Wasser erlangt er seine Elastizität wieder, die gewünschte Krümmung seiner Spitze bleibt jedoch erhalten.

Das Einführen des praeformierten Oedman-Katheters in Höhe des Abganges der Nierenarterien geschieht nach der zuvor beschriebenen, von SELDINGER (83) angegebenen Methode, unter Sichtkontrolle auf dem Bildschirm. Nach Zurückziehen des Führungsdrahtes nimmt die Katheterspitze ihre charakteristische Krümmung an, mit der sie sich in das Ostium der Nierenarterie einhaken läßt. Zur Gefäßdarstellung wird dann das Kontrastmittel direkt in die Nierenarterie injiziert.

2. Das normale Nierenangiogramm

Das Nierenangiogramm besteht aus drei Phasen:
-einer arteriellen Phase
- einer nephrographischen Phase
- einer venösen Phase.

Die arterielle Phase zeigt im normalen Nierenangiogramm Anatomie, Zahl, Verlauf und Arborisation der Arterien der Niere bis zu den Arteriae interlobares, gelegentlich bis zu den Aa. arcuatae (BOIJSEN (11)); hierauf wird noch unter Abschnitt V. eingegangen.

6 - 8 sec nach Beginn der Kontrastmittelinjektion zeigt sich eine dichte, mehr oder weniger homogene Verschattung der Nieren. Diese Periode des Auftretens eines Nierenschattens wird die n e p h r o g r a p h i s c h e Phase genannt. Der nephrographische Effekt wird durch die Anwesenheit von Kontrastmittel

in den Kapillaren sowie im Tubulus- und Sammelrohrsystem bedingt. Das Nephrogramm hat einen wichtigen Anteil an der angiographischen Untersuchung und läßt Aussagen über den Funktionszustand des Nierenparenchyms zu. Es erlaubt ferner den Größenvergleich zwischen beiden Nieren und ist wichtig bei der Diagnose von Infarkten, Zysten, Tumoren und anderen intrarenalen Laesionen, die es durch mangelnde Anfärbung umschriebener Bezirke anzeigt.

Venöse Phase: Die Nierenvenen am Hilus werden sichtbar 1o - 12 sec nach Beginn der schnellen intraarteriellen Injektion des Kontrastmittels. Maximal sichtbar sind sie 15 - 2o Sekunden nach Injektionsbeginn. Die Darstellung der Nierenvenen ist bei aortaler Technik oft unzureichend, während sie bei selektiver Angiographie ausgeprägter ist. Im Gegensatz zu den Arterien anastomosieren die Venen frei untereinander (KINCAID (47), OLSSON (61), VOGLER (96, 97, 98).

V. Zur makroskopischen Anatomie und Röntgenanatomie der Nierenarterien

Die Untersuchungen zur Gefäßarchitektur der Niere sind überaus zahlreich und haben Anatomen, Pathologen, Chirurgen und Röntgenologen in ausgedehntem Umfang beschäftigt. Bereits um 187o wurde die makroskopische Gefäßarchitektur der menschlichen Niere von HYRTL (44) mit Hilfe der von ihm zu neuer Blüte entwickelten Korrosionsanatomie gründlich erforscht. CASTIAUX (17) und HAUCH (38) waren unter den ersten, die mit Kontrastmitteln und röntgenologischen Methoden das Gefäßbild der Niere untersuchten. Den feineren Gefäßaufbau gesunder und kranker Nieren erforschte GÄNSSLEN (31) mit der Injektions- und Aufhellungsmethode. Von chirurgischer Seite interessierte vor allem die segmentale Aufgliederung der Nierenarterie (HELLSTRÖM (39), HOMENKO (43), KUPRIJANOFF (5o), GRAVES (34), FALLER und UNGVARY (24) u.a.).

GRAVES (34) konnte an Gefäßausgüssen intrarenaler Arterien zeigen, daß eine segmentale Anordnung der Nierenarterien besteht und daß zwischen diesen Segmenten kein arterieller Kollateralkreislauf vorhanden ist, d.h., die Äste der Nierenarterie sind vom Endarterientyp.

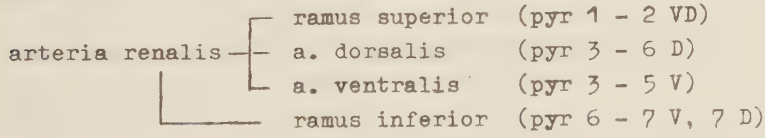
Auf Grund dieser arteriellen Aufteilung läßt sich das Nierenparenchym in fünf Segmente teilen, die Graves apicales, oberes, mittleres, unteres und hinteres Segment nannte und von denen jedes von seinem eigenen Arterienast versorgt wird.

LÖFGREN (52) beschrieb an der Niere sieben Pyramidenpaare, von denen jedes aus einem ventralen und einem dorsalen Anteil besteht. Von ihnen ordnete er drei einer Pars superior der Niere zu, zwei einer Pars intermedia und zwei zur Pars inferior. Diese drei Teile lassen sich durch den Sulcus interpartialis superior und inferior voneinander auch im Nephrogramm abgrenzen (BOIJSEN (11)).

Die beiden Nierenarterien entspringen aus der Aorta gewöhnlich im unteren Drittel des ersten Lendenwirbelkörpers oder in der Höhe des Discus intervertebralis zwischen erstem und zweitem Lendenwirbelkörper, wie EDSMAN (21) angiographisch zeigen konnte. Eine Variationsbreite von einem Wirbelkörper in cranialer und caudaler Richtung ist möglich. Multiple Nierenarterien werden vom selben Autor bei 124o untersuchten Nieren mit 21% angegeben. BOIJSEN (11) findet von 638 Nieren bei 23,8% mehr als eine Nierenarterie.

BOIJSEN (11) gebührt der Verdienst, durch umfangreiche Untersuchungen an Nierenangiogrammen das intrarenale Verhalten der Arterien aufgezeigt zu haben. Seine Nomenklatur bezeichnet eindeutig das Versorgungsgebiet und die Relation einer Arterie zum Nierenbecken.

Die Nierenarterie wird Arteria renalis genannt bis zum Abgang der Arteria dorsalis, danach heißt sie Ventralarterie oder Arteria ventralis. Diese beiden Hauptäste sind Äste erster Ordnung und verlaufen dorsal und ventral vom Nierenbecken. Weitere Äste werden zu verschiedenen Teilen der Niere abgegeben, am häufigsten zu den Polen (Ramus superior oder Ramus inferior) und zwar entweder vor dem Abgang der Dorsalarterie oder zusammen mit ihr, um dabei eine Drei- oder Vierfachaufzweigung zu bilden. Zur Unterscheidung von Ästen der Ventral- und Dorsalarterien gilt, daß sich die Äste der Ventralarterie im Angiogramm nie selbst, jedoch die Äste der Dorsalarterie überkreuzen, für die analog das gleiche gilt. Die möglichen Aufzweigungen der A. renalis in Arterien 1. Ordnung lassen sich schematisch folgendermaßen darstellen:



(nach BOIJSEN (11), V = ventral, D = dorsal, pyr = Pyramide)

Die dorsalen und ventralen Arterien 1. Ordnung geben Arterien 2. Ordnung ab, sog. Rami dorsales bzw. Rami ventrales. Alle Arterien 2. Ordnung sind Segmentalarterien, da sie nur umschriebene Bezirke des Nierenparenchyms versorgen. Vergleiche Abb. 8.

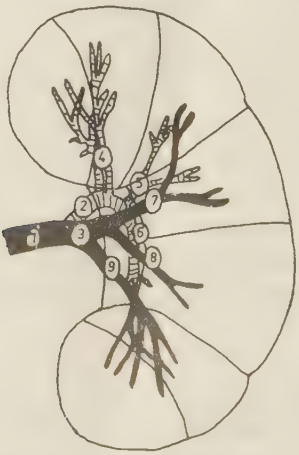


Abb. 8: Zur Nomenklatur der Segmentalarterien der Niere. Die Versorgungsgebiete sind aus der untenstehenden Formel ersichtlich (nach BOIJSEN (11)).

a. renalis
- (2) a. dors.pyr.1-2 V,1-5 D
  - (4) rr. dors. pyr. 1-2 VD
  - (5) r. dors. pyr. 3-4 D
  - (6) r. dors. pyr. 5 D
- (3) a. ventr.pyr.3-7 V,6-7 D
  - (7) r. ventr. pyr. 3-4 V
  - (8) r. ventr. pyr. 5 V
  - (9) r. ventr. pyr. 6-7 VD

Segmentalarterien teilen sich weiter in Subsegmentalarterien auf (wir nennen sie hier Arterien 3. Ordnung), die nur Teile eines Segments versorgen. Solche Subsegmentalarterien zweigen auch direkt von allen Arterien niederer Ordnung ab. Aus den Subsegmentalarterien entstehen schließlich die Aa. interlobares (hier Arterien 4. Ordnung), die in das Parenchym zwischen zwei Pyramiden eintreten und den angrenzenden Teil beider Pyramiden versorgen. An der Basis der Pyramiden biegen diese Gefäße um und bilden die Aa. arcuatae, die dann die Aa. interlobulares mit Arteriola afferens, Glomerulärknäuel und Arteriola efferens abgeben.

Die Gefäße im normalen Arteriogramm können in vivo in der Regel nur bis zu den Interlobararterien (Arterien 4. Ordnung) verfolgt werden (BOIJSEN (11)).

Kleinere Gefäße, also Interlobulargefäße mit einem Durchmesser in der Größenordnung von 100 μ , sowie die Glomerularknäuel konnten an freigelegten Hundenieren in vivo mit den Methoden der Mikroangiographie von LAVENDER (51) und SHERWOOD (84) gezeigt werden.

Zahlenmäßige Aussagen über den Durchmesser von Nierengefäßen auf Arteriogrammen sind in der Literatur selten zu finden. In der Regel beschränken sich die Autoren darauf, anzugeben, ein Gefäß sei eng oder weit. Das Kaliber der Nierenarterie selbst wurde jedoch bereits an einer großen Anzahl von Angiogrammen ausgemessen. Als Meßpunkt galt der Arteriendurchmesser im Abstand von 1 cm vom Abgang der Arterie aus der Aorta. Gemessen wurde mit Zirkel am Schaukasten. EDSMAN (21) fand an 95 Angiogrammen, daß das Kaliber von normalen, einzelnen Nierenarterien zwischen rechter und linker Seite nicht differiert. Das Lumen schwankt zwischen 6,1 und 9,7 mm bei Männern und 4,6 bis 8,2 mm bei Frauen. In der anatomischen Literatur waren hierzu keine Angaben zu finden.

IDBOHRN (45) zeigte an pathologischen Fällen, daß der Durchmesser der A. renalis als guter Maßstab für die Bewertung der Nierenfunktion gelten kann. Bei 12 Patienten mit einseitiger Obstruktion des Ureters und Beeinträchtigung der Nierenfunktion betrug der Arteriendurchmesser der kranken Seite im Mittel 6,5 mm, der gesunden Seite 7,0 mm. Nach Beseitigung des Hindernisses stellte sich bald eine normale Funktion der Niere ein. Bei 10 weiteren Patienten mit weitgehender Zerstörung des Parenchyms durch chronisch entzündliche Vorgänge betrug der Nierenarteriendurchmesser im Mittel 4,5 mm. Hier war eine Nephrektomie erforderlich.

BOIJSEN und FOLIN (12) untersuchten in Angiogrammen die Arterienkaliber von 80 Nieren mit malignen Tumoren, von denen 13 als gefäßarme Tumoren diagnostiziert waren. Bei 6 Fällen fand sich eine Weite der A. renalis von 4 mm und weniger. Hier lagen angiographisch gefäßarme Tumoren vor. In 41 von 80 Fällen hatte die Nierenarterie die normale Weite zwischen 5 und 8 mm. In 33 Fällen ergaben sich Kaliber von mehr als 8 mm.

VI. Pathologische Gefäßstrukturen im Nierenangiogramm

Die röntgenologische Diagnose pathologischer Nierenbefunde in Angiographien wird nicht allein aus dem Gefäßbild und dessen Abweichen von der normalen Struktur gestellt. Meist ist es notwendig, nephrographische und venöse Phase zur Diagnose hinzuzuziehen, weil sich im Gefäßbild oft gleichartige Gefäßveränderungen bei verschiedenen Krankheiten finden lassen. Über das Aussehen pathologischer Gefäßstrukturen im Angiogramm besteht in der Literatur weitgehend Einigkeit, die Aussagen der Autoren richten sich zumeist auf Gestalt, Verlauf, Zahl und Kaliber der Arterien im Vergleich zum normalen Befund.

Um ein systematisches Gerüst für die angiographische Pathologie der Niere zu haben, legen wir hier die Einteilung VOGLERs (98) im Lehrbuch der Röntgendiagnostik zu Grunde. Unerwähnt bleiben sollen pathologische Merkmale der nephrographischen und venösen Phasen sowie alle pathologischen Nierenbefunde, die zwar mit Hilfe der Angiographie diagnostiziert werden, die jedoch nicht an direkte Gefäßveränderungen geknüpft sind wie z.B.: Auffällige Nierenkonturen, dystope Lagen, Verschmelzungs- und Doppelnieren, überzählige Nieren, Aplasie und Agenesie einer Niere usw..

1. Gefäßveränderungen bei Entwicklungsstörungen des Nierenparenchyms

1.1. Isolierte Nierenzyste

EDSMAN (21) beschreibt die isolierte Nierenzyste im Angiogramm als gefäßleeren - oder im Fall der Überlagerung durch Gefäße aus funktionsfähigem Parenchym gefäßarmen - Bezirk. Die Gefäße der Nachbarschaft sind bogig verlagert, aber ihr Verlauf und Kaliber sind in der Regel normal.

1.2. Zystennieren

Es finden sich je nach Stadium der Erkrankung unregelmäßig bogig verdrängte, kaliberenge Gefäße, bei allgemein rarefiziertem Gefäßbild. Die Gefäßkaliber stehen im Mißverhältnis zu dem allgemein vergrößerten Organ (BILLING (9), EDSMAN (21)).

2. Gefäßveränderungen bei Gefäßkrankheiten und Durchblutungsstörungen

2.1. Bei der Arteriosklerose zeigen sich umschrieben Kalibereinengungen des Lumens der betroffenen Gefäße, vorwiegend der A. renalis an ihrer Abgangsstelle von der Aorta. Die Arteriolosklerose ist durch eine vermehrte Schlängelung intrarenaler Gefäße gekennzeichnet, bei ausgeprägten Fällen können die kleinen Gefäße gestreckt verlaufen und die Tendenz zu Gefäßabbrüchen und plötzlichen Kaliberschwankungen zeigen (FRIEDENBERG, EISEN und KISSANE (26), VOGLER (98)).

2.2. Bei Gefäßverschlüssen fehlt eine Füllung des entsprechenden Arterienastes.

2.3. Aneurysmen wurden von EDSMAN (21) beschrieben als knospenförmige, kontrastmittelgefüllte Ausstülpungen der Arterienwand, die sich nach BENNET und WIENER (4) bereits früh in der arteriellen Phase anfüllen und noch bis in späte Phasen sichtbar bleiben, z.T. bis zu 1o - 3o sec nach Beginn der Injektion.

2.4. Ähnliche Bilder beschreiben die genannten Autoren bei arteriovenösen Fisteln, bei denen jedoch ein früher Abfluß der lokalen Kontrastmittelanhäufung ins venöse System stattfindet, oft noch während der arteriellen Phase.

3. Gefäßveränderungen bei Abfluß- und Entleerungsstörungen. Hier gibt besonders die Hydronephrose diagnostisch wichtige Befunde an den Gefäßen. IDBOHRN (45) demonstriert an ausgeprägten Hydronephrosen kaliberenge, gespreizt, gestreckt und bogig verlaufende Segmentarterien mit Verlust der feineren Arborisation.

4. Gefäßveränderungen bei entzündlichen Erkrankungen der Niere

4.1. Charakteristische Gefäßveränderungen sind im akuten Stadium der Pyelonephritis kaum ausgeprägt. Für die chronische Pyelonephritis werden enge Gefäße mit teils gestrecktem, teils geschlängeltem Verlauf bei Rarefizierung des Gefäßbaums angegeben. Das Kaliber der Nierenhauptarterie ist nach FRIEDENBERG et al. (26) bilateral asymmetrisch verringert und zwar gemäß dem Stadium der Erkrankung. Die genannten Autoren führen gerade die Kaliberasymmetrie als differentialdiagnostisches Merkmal zur chronischen Glomerulonephritis an, wo eine bilaterale Symmetrie zu erwarten ist. Hier tendieren die intrarenalen Gefäße dazu, bei gestrecktem Verlauf plötzlich abzubrechen.

4.2. Nierenabszesse und -karbunkel zeigen sich als zentral gefäßarme Prozesse. Durch die Verdrängung benachbarter Gefäße lassen sie sich schwer von Solitärzysten abgrenzen. DE VRIES (99) sowie CAPLAN, SIEGELMANN und BOSNIAK (16) beschreiben in der späten arteriellen Phase vermehrte Gefäßzeichnung am Rand der entzündlichen, raumfordernden Prozesse. Gelegentlich kann sogar die Abgrenzung zu einem malignen Tumor schwierig sein, da SALMON und KOEHLER (73) bei 3 Fällen sogar typische Tumorgefäße beobachteten, die zu der Fehldiagnose Carcinom führten.

4.3. Bei der Nierentuberkulose beschreiben FRIMANN-DAHL (29) bei kleinen Herden geringe Unregelmäßigkeiten im Verlauf eines oder mehrerer Arterienäste, die verdrängt, geschlängelt, blockiert, verengt oder erweitert sein können. Verkalkungen machen die Herdlokalisation leichter. Größere Herde können einzelne Äste vollständig abbrechen lassen, unter Aussparung nicht vaskularisierter Zonen wechselnder Größe.

5. Gefäßveränderungen bei Tumoren des Nierenparenchyms

5.1. Gutartige Tumoren sind relativ selten, sie imponieren als gefäßarme expansive Prozesse und sind oft schwer von Solitärzysten abzugrenzen (96, 97, 98).

5.2. Die bedeutendste Rolle spielt die Angiographie in der Diagnostik maligner Tumoren der Niere und hier wiederum der hypernephroiden oder Grawitz - Tumoren. Das Arterienbild beschrieben als erste BILLING und LINDGREN (8). Ihnen erschien ein unregelmäßiger und geschlängelter Verlauf mit Lumenschwankungen der Gefäße charakteristisch. KINCAID (47) kennzeichnet das Gefäßbild der Hypernephromniere mit einer meist kaliberweiten A. renalis, deren Äste teils bogig verlagert sind, teils bei völlig irregulärem Verlauf plötzlich abbrechen. Innerhalb des Tumors selbst finden sich vermehrt kleine, unregelmäßige und geschlängelte Gefäße, die oft ein kapillarähnliches Netz bilden. Vielfach zeigen die Tumorgefäße Aussackungen ähnlich Aneurysmen und neigen dazu, Kontrastmittelseen zu bilden. Das Tumorgewebe ist allgemein hypervaskularisiert, es sei denn, daß ausgedehnte Nekrosen zu oft landkartenartig begrenzten, gefäßarmen Gebieten geführt hätten.

Das vom Nierenbecken ausgehende infiltrierende Carcinom der Niere ist in der Regel gefäßarm. Die typischen Tumorgefäße mit hier zartem, geschlängeltem Aussehen sind ebenfalls zu finden.

BOIJSEN und FOLIN (12) fanden an 38 von 39 mit selektiver Angiographie untersuchten malignen Tumoren typische Tumorgefäße. EDSMAN (21) diagnostizierte von 8o malignen Tumoren 75 mit Hilfe typischer pathologischer Gefäße.

C. Experimenteller Teil

I. Methodik

1. Anfertigung der Nierenangiogramme

Die Nierenangiogramme wurden mit dem Siemens Röntgengerät Tridoros V angefertigt. Der Fokus-Film-Abstand betrug 1,2o m; die Fokusgröße 2 mm. Als Film-Wechsler diente der Blattfilmwechsler der Firma Elema-Schönander Stockholm. Als Filmmaterial wurde der Kodak RP-S 54 Spezialfilm verwandt. Die Verarbeitung geschah einheitlich mit der vollautomatischen Kodak-Entwicklungsmaschine RP x-omat processor. Die verwendeten Streustrahlenraster hatten ein Schachtverhältnis von 12.

Die aortalen Angiogramme wurden mit der unter Abschnitt B IV beschriebenen Technik nach SELDINGER ausgeführt. Zur Gefäßdarstellung verwendete man pro Serie 3o ml Urografin 76%ig als Kontrastmittel, das mit einem Infusionsapparat unter 6 atü Druck injiziert wurde. Der Patient befand sich in Rückenlage.

Die Bildfolge gestaltete sich folgendermaßen: Nach Injektion von etwa 1o ml Kontrastmittel wurde der Aufnahmemechanismus ausgelöst und zwar über 2 sec Dauer mit einer Bildfolge von 3 Bildern pro sec, dann 2 Bilder über 2 sec verteilt und nach 6 sec Pause eine letzte Aufnahme. Somit ergab eine aortale Serie 9 Bilder.

Zur selektiven Angiographie, deren Technik ebenfalls unter Abschnitt B IV beschrieben ist, wurden pro Serie 1o ml Urografin 6o%ig von Hand in eine Nierenarterie injiziert. Eine Aufnahmeserie ergab 6 Bilder, wobei die erste Aufnahme mit Injektionsbeginn des Kontrastmittels erfolgte. In den ersten beiden Sekunden waren es 2 Bilder pro sec, dann in der dritten Sekunde 1 Bild und nach einer Pause von 6 Sekunden ein letztes Bild. Die Aufnahmespannungen, Röhrenstrom und Belichtungszeit variierten je nach Leibensumfang des Patienten. Im allgemeinen lag die Spannung bei 7o - 8o kV; um die Belichtungszeit kurz zu halten (etwa zwischen o,o8 - o,1 sec), mußten Stromstärken von 3oo - 4oo mA gewählt werden.

2. Meßgerät und Meßvorgang

2.1. Meßgerät

Die photometrische Auswertung der Röntgenaufnahmen erfolgte mit dem Mikrodensitometer von Joyce und Loebl Modell MK III C. Die Arbeitsweise dieses Schwärzungsmeßgerätes wurde bereits in den Arbeiten von HENNECKE (4o), ILLICHMANN (46) und SEGERER (82) beschrieben, deshalb sei hier nur kurz darauf eingegangen. Von der Lichtquelle des Doppelstrahl-Mikrodensitometers aus werden zwei getrennte Strahlengänge eingeschlagen. Der eine führt über das optische System des Meßstrahles, der andere über das optische System des Vergleichstrahles. Der Meßstrahl geht vereinfacht über eine vergrößernde Optik und den auszuwertenden Röntgenfilm sowie über ein Vor- und Hauptspaltsystem zu einem Photomultiplier; dieser wandelt Lichtimpulse in elektrische Impulse um und teilt sie, durch den Amplifier verstärkt, einem Servosystem mit, das über den Gerätegraukeil die Schreibfeder bewegt. Drehtisch und Schreibtisch werden mit einer zur Änderungsrate der Schwärzung proportionalen Geschwindigkeit bewegt. Der Vergleichsstrahl, der über einen variablen Nullpunktkeil und den Gerätegraukeil ebenfalls zum Photomultiplier geht, ist für die Einhaltung des Meßbereiches verantwortlich.

2.2. Wahl der Spaltgröße, Eichung des Meßgerätes, Nullpunkteinstellung

Für die Messungen mit dem Mikrodensitometer gaben BIEDERMANN und FRIESER (7) genaue Anweisungen, die auch in der vorliegenden Arbeit befolgt wurden. Die genannten Autoren fordern eine Meßfläche zwischen 5ooo (μ^2) und 3oooo (μ^2), was effektiven Spaltabmessungen von Breite x Höhe gleich 1o x 5oo μ^2 bis 3o x 1ooo μ^2 entspricht. Die Einstellung des Spaltes erfolgt erst hinter der Optik. Bei der vorliegenden Arbeit wurde eine fünffach vergrößernde Optik verwandt, das Gerät selbst beinhaltet noch einen Projektionsfaktor von ungefähr 2, somit erreicht den Spalt ein zehnfach vergrößertes Abbild des Meßfeldes. Um eine Meßfläche von 3oooo μ^2 zu erhalten, muß die tatsächliche Spaltabmessung z.B. - wie hier - 4oo x 75o μ^2 betragen. Eine Verkleinerung der Meßfläche führt durch die Körnigkeit von Röntgenfilmen und die unregelmäßige Anhäufung der Körner zu verstärkten örtlichen Schwankungen in der Schwärzung.

Dies hätte eine an statistischen Schwankungen reiche Kurve zur Folge, die eine klare Zuordnung zu den Details des Röntgenfilms erschweren würde. Eine Vergrößerung der Meßfläche würde über die Schwärzungsunterschiede mitteln und damit zu einer Verflachung der Kontraste führen. HENNECKE benützte eine Meßfläche von 1 mm^2, SEGERER 8000 μ^2 und ILLICHMANN ebenfalls eine Fläche von 50 μ x 600 μ = 30000 μ^2.

Um mit dem Mikrodensitometer über breite Schwärzungsbereiche messen zu können, liegen verschiedene Gerätegraukeile vor. Für unsere Messungen erwies sich der Graukeil mit einer maximalen Schwärzung bis 2,16 als voll ausreichend, so daß er nicht ausgewechselt zu werden brauchte. Zur Eichung des Gerätes wurde der Repro-Durchsichtskeil III der Firma Perutz verwendet. Er umfaßt 20 Stufen, von s = 0,15 bis s = 3,0; der Stufenabstand betrug s = 0,15. Die mit dem Durchsichtskeil ermittelte Eichkurve des Gerätes ergab Schwärzungsstufen, die der Strecke des Ausschlages auf dem Millimeterpapier nahezu proportional waren (1 mm = 0,01 s), Schwankungen in der Proportionalität wurden in der Auswertung berücksichtigt. Da der Gerätegraukeil nicht ausgewechselt zu werden brauchte, genügte eine einmalige Eichung für alle Messungen. Um jedoch die Schwärzungskurve stets an günstiger Stelle auf dem Millimeterpapier zu erhalten, war es erforderlich, den Nullpunkt entsprechend der verschiedenen mittleren Schwärzungen der Röntgenfilme häufig zu variieren. Somit hatte bei jeder Nullpunktverstellung eine Nullpunkteichung zu erfolgen. Der Papiervorschub betrug bei den Auswertungen der Phantomaufnahmen 1 : 2 (1 cm Meßstrecke auf dem Film = 2 cm auf dem Millimeterpapier); bei den Nierenangiographien 1 : 5. Auf Grund der relativ kleinen Meßfläche wurde die Dämpfung des Gerätes stets maximal eingestellt.

II. Detailgröße und Kontrast am Plexiglasphantom

1. Versuchsanordnung

Um ein den kontrastmittelgefüllten Nierengefäßen in Form und Größe ähnliches Modell zu schaffen, wurden in drei Plexiglasblöcke, von denen jeder die Abmessungen l x b x h = 2oo x 4o x 35 mm besaß, durchgehende Zylinder verschiedener Kaliber gebohrt. Die Durchmesser der Zylinder betrugen 1, 2, 4, 6, 8 und 12 mm. Abb. 9 zeigt den Grund- und Aufriß eines solchen Blockes. Die Bohrzylinder wurden mit dem trijodierten Kontrastmittel Uromiro 38o gefüllt. Das Kontrastmittel lag in den Ampullen in 8o%iger wässriger Lösung vor. Ein Milliliter dieser Lösung enthält 38o mg Jod. Die gefüllten Bohrzylinder enthielten keine Luftblasen und waren mit luft- und wasserdichtem Klebeband verschlossen.

Block 1 erhielt das Kontrastmittel in einer Verdünnung von 1 : 1 (1 Teil Uromiro 38o : 1 Teil Leitungswasser), der Jodgehalt betrug damit 19o mg/ml = 19 g%.

Block 2 erhielt eine Verdünnung von 1 : 2. Der Jodgehalt betrug 126,6 mg/ml = 12,66 g%.

Block 3 erhielt eine Verdünnung von 1 : 4. Die Jodkonzentration betrug 76 mg/ml = 7,6 g%.

Die Versuchsanordnung der drei Plexiglasblöcke demonstriert die Abbildung 1o.

2. Aufnahmetechnik

Alle Aufnahmen des Phantomversuches wurden mit dem Röntgengerät Tridoros 4 unter Verwendung des Belichtungsautomaten Iontomat 6 angefertigt. Als Filmmaterial wurde der Kodak Safety Film 3 verwandt, die Entwicklung geschah vollautomatisch in der Entwicklungsmaschine RP x-omat processor von Kodak. Der Filmschleier lag bei s = o,25.

Während des Versuches wurden variiert:

a) Die Aufnahmespannung: 6o, 8o, 1oo, 12o und 14o kV
b) Die Feldgröße in der Aufnahmeebene: 2o x 2o cm^2 und 3o x 3o cm^2
c) Die Streustrahlenraster: FFH-Raster, Schachtverhältnis 12,5
   FF-Raster, Schachtverhältnis 7
d) Die Schwärzungsbereiche: (+) - Taste, (0) - Taste und (-) - Taste am Belichtungsautomaten

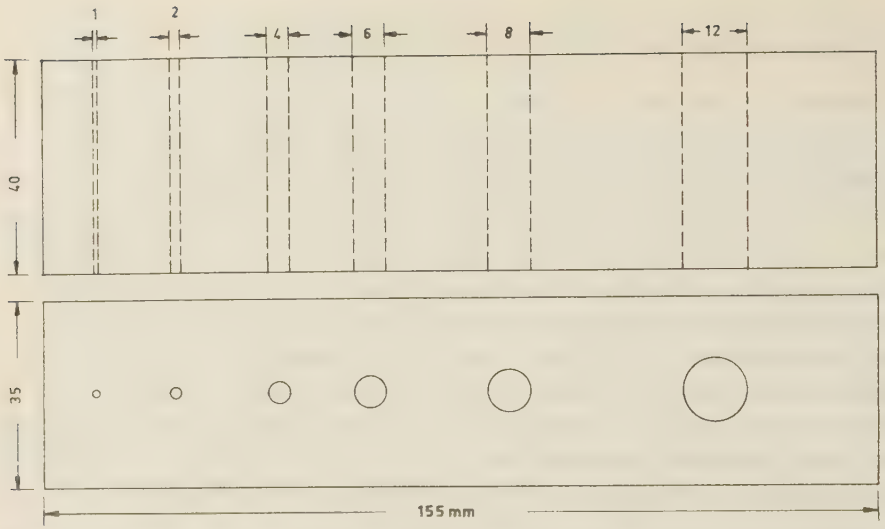


Abb. 9: Grund- und Aufriß der für den Phantomversuch verwendeten Plexiglasblöcke mit zylindrischen Bohrungen

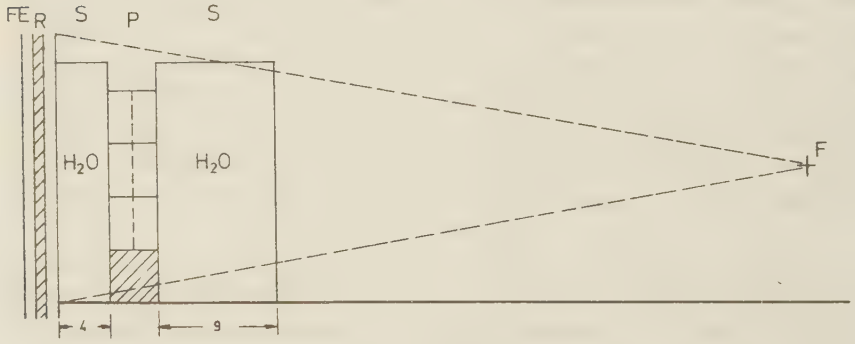


Abb. 1o: Versuchsanordnung
F = Fokus; P = 3 Plexiglasblöcke mit zylindrischen Bohrungen von 1, 2, 4, 6, 8 und 12 mm; FE = Filmebene; R = Raster; Fokus - Film - Abstand = 1,5o m; Streukörperdicke vor den Plexiglasblöcken 9 cm Wasser, hinter den Plexiglasblöcken 4 cm Wasser

Auf diese Weise ergaben sich 32 Aufnahmen der mit 3 verschiedenen Kontrastmittelkonzentrationen versehenen Versuchsanordnung.

3. Meßtechnik und Auswertung

Nach Eichung des Gerätes und Festlegung des Nullpunktes wurde vom Meßstrahl des Mikrodensitometers eine Strecke zwischen zwei Bleistiftmarken auf dem Röntgenfilm durchfahren; diese Strecke lag senkrecht zur Längsachse der Abbildungen der kontrastmittelgefüllten Bohrzylinder. 1 cm auf dem Röntgenfilm entsprach 2 cm auf der Schreiberkurve. Die vom Schreiber gezeichnete Kurve gestattete es, eindeutig die verschiedenen Schwärzungsplateaus - Umgebungsschwärzung, Schwärzung des Bohrzylinders - festzulegen. Vergleiche dazu Abb. 11. Aus den Schwärzungswerten wurde nach Abzug von Film- und Entwicklungsschleier entweder der Schwärzungskontrast S ermittelt oder - nach Umrechnung auf Dosiswerte anhand der Gradationskurve des Films - der Strahlenkontrast nach der Formel $K = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$ errechnet.

Der Schwärzungskontrast interessierte nur dort, wo der Einfluß von (+), (0) und (-) - Taste des Belichtungsautomaten auf die Schwärzung festgestellt werden sollte.

Durch die Umrechnung von Schwärzungskontrast in Dosiskontrast fallen die durch die nichtlinearen Übertragungseigenschaften des Films bedingten Verzerrungen weg, die sich besonders bei nicht ganz einheitlicher Schwärzung bemerkbar machen. Die Streubreite der Ergebnisse kann dadurch wesentlich eingeengt werden.

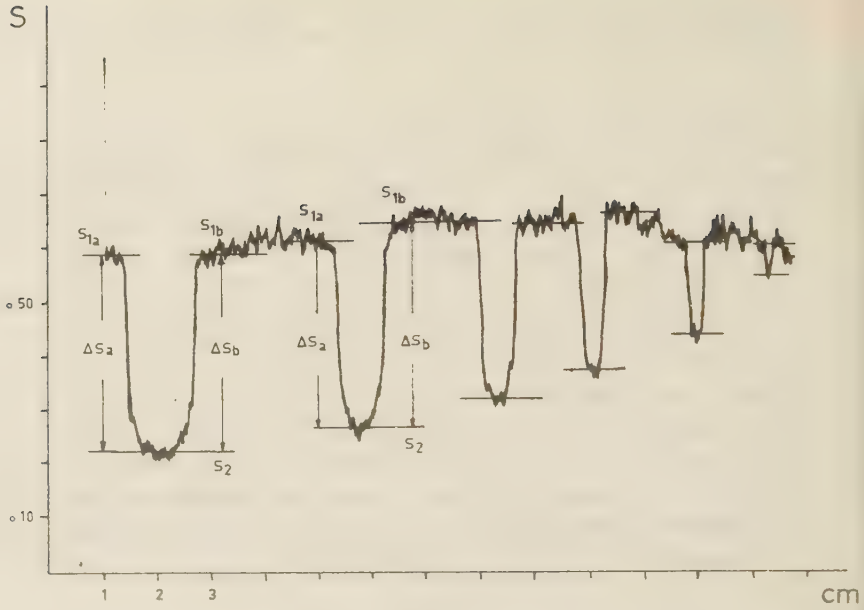


Abb. 11: Erläuterung der Meßmethode anhand einer Photometerkurve der kontrastmittelgefüllten Bohrzylinder im Phantomversuch

4. Ergebnisse

Die Abhängigkeit des Strahlenkontrastes von der Objektgröße zeigt Abb. 12 (Abb. 12 - 17 siehe Anhang) bei verschiedenen Röhrenspannungen. In entsprechender Form erschienen die Verhältnisse bei den variierten Aufnahmebedingungen. Ein sehr starker Kontrastanstieg ist bei Detailgrößen von 1 mm bis etwa 5 mm zu verzeichnen, danach bewirkt eine weitere Steigerung des Durchmessers der Bohrzylinder einen wenig ausgeprägten Kontrastanstieg, die Kurven nähern sich einem mehr horizontalen Verlauf. Bei den kleinen Details macht sich somit der kontrastmindernde Einfluß der Unschärfe sehr stark bemerkbar.

Den Einfluß der Röhrenspannung auf den Strahlenkontrast kontrastmittelgefüllter Bohrzylinder verschiedener Durchmesser zeigt Abb. 13. Ähnliche Kurven ergaben auch die Aufnahmen mit anderer Kontrastmittelverdünnung, Feldgröße und anderem Raster. Bei den

kleinen Details wirkt sich eine Zunahme der Spannung auf den Kontrast weniger aus als bei den großen Details: Kurve 1 zeigt einen fast horizontalen Verlauf, während bei Kurve 12 ein weit steilerer Abfall des Kontrastes zu beobachten ist. Am steilsten ist die Kurvenneigung zwischen 6o kV und 1oo kV, d.h., hier ist mit zunehmender Spannung der größte Kontrastabfall zu erwarten.

Die Abhängigkeit des Kontrastes von der Konzentration des Kontrastmittels verdeutlichen die Abbildungen 14a u.b. Es zeigt sich, daß mit zunehmender Konzentration in vergleichbarem Verhältnis auch der Kontrast zunimmt. Eine Erhöhung des Verdünnungsverhältnisses von 1 : 4 auf 1 : 1 bringt etwa denselben Kontrastgewinn wie eine Erniedrigung der Aufnahmespannung von 14o kV auf 7o kV.

Als starker kontrastmindernder Einfluß machen sich auch hier die Streustrahlen bemerkbar. In Abb. 15 zeigt sich, wie eine Verminderung des Streustrahlenanteiles wirksam wird. Dabei hat eine Verringerung der Feldgröße von 3o x 3o cm^2 auf 2o x 2o cm^2 einen weniger kontrastverbessernden Effekt als eine Vergrößerung des Schachtverhältnisses von 7 auf 12,5, also eine Verwendung von FFH statt FF-Rastern. Bei einem Detail von der Größe 6 mm verbessert sich hier der Kontrast um etwa 7o% bei Verringerung der Feldgröße und Verwendung von FFH gegenüber FF-Rastern. Die Feldgröße hat daran einen Anteil von 2o%; die wirksameren Streustrahlenraster einen Anteil von etwa 5o%.

Die Wahl des Schwärzungsbereiches der Aufnahmen zeigt, daß mit stärkerer Belichtung auch der Schwärzungskontrast zunimmt. Abb. 16 verdeutlicht dies anhand des Schwärzungskontrastes ΔS in Abhängigkeit von der Objektgröße. Eine Verlagerung der Schwärzung in den steileren Teil der Gradationskurve durch Betätigung der (+)-Taste am Belichtungsautomaten bringt bei einem Detail von der Größe 6 mm einen Kontrastanstieg von etwa 35% gegenüber dem Kontrast bei O-Taste und dieser ist wiederum um etwa 35% höher als bei schwacher Belichtung durch Betätigung der (-)-Taste.

Abb. 17 veranschaulicht, welche Streubreite der Werte zu erwarten war, d.h., wie groß die Meßgenauigkeit bei den vorliegenden Werten ist. Da die Veränderung der Belichtung durch Wahl von +,O oder (-)-Taste am Belichtungsautomaten nur den Schwärzungskontrast,

nicht aber den Strahlenkontrast beeinflußt, müßten die Kurven, die nur durch Veränderung der Belichtungszeit gewonnen wurden, im Idealfall zur Deckung kommen. Die Streuung des Strahlenkontrastes um den Mittelwert beträgt hier etwa K = $\pm$ o,o5 bei einem Objektdetail von der Größe 6 mm und K = $\pm$ o,o2 bei einem Objektdetail von der Größe 1 mm.

III. Detailgrößen und Kontrast an Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

1. Material

Ausgewertet wurden im Routinebetrieb des Riederinstitutes angefertigte Nierenangiogramme ohne pathologischen Befund. Zur Auswahl gelangte ein nach subjektiven Gesichtspunkten zufriedenstellendes Bild aus der arteriellen Phase einer Serie. Es wurden 14 Nieren aortaler Nierenangiographien von 11 Patienten und 14 Nieren selektiver Nierenangiographien von ebenfalls 11 Patienten ausgemessen.

2. Meßtechnik und Auswertung

Der Meßstrahl des Photometers bewegte sich so zwischen zwei Bleistiftmarken auf dem Röntgenfilm, daß er das Bild des interessierenden Gefäßes rechtwinkelig zu dessen Verlauf durchfuhr. Für jede Messung war somit eine neue Einstellung des Films auf dem Drehtisch erforderlich. Es war zu vermeiden, sich überlagernde oder von Rippen überlagerte Gefäße auszumessen, um möglichst gleichartige Bedingungen zu erhalten. Aus der Photometerkurve lassen sich die Schwärzungen interessierender Details direkt ablesen, nach Abzug des Schleiers anhand der Gradationskurve in Dosiswerte umrechnen und daraus der Strahlenkontrast zu beiden Seiten des Details bestimmen. Abb. 18 erläutert die Meßmethode an der Photometerkurve einer A. renalis.

Bei der Bestimmung der Detailgröße eines Gefäßes wird wie folgt vorgegangen: Die beiden Schnittpunkte einer Geraden durch den ansteigenden und abfallenden Ast der Schwärzungskurve, die einem interessierenden Detail zugeordnet ist, und einer Geraden durch die Kurve der Umgebungsschwärzung zu beiden Seiten dieses Details,

begrenzen die Strecke, die hier als Maß für die Detailgröße gelten soll. Die so ermittelte Detailgröße muß größer sein als eine z.B. mit dem Zirkel nach optischem Eindruck abgemessene Größe. Das Auge mißt die Detailgröße zwischen den beiden Konturen des Gefäßbildes. EDHOLM (2o) wies darauf hin, daß das Auge immer dort eine Kontur sieht, wo die Schwärzungskurve aus einem konvexen in einen konkaven Verlauf übergeht - also am Wendepunkt. In Abb. 18 ist dieser Wendepunkt eingetragen; die Strecke zwischen den Wendepunkten ist stets kleiner als die Strecke zwischen den hier verwendeten Meßpunkten, die den Vorteil haben, leichter bestimmbar zu sein.

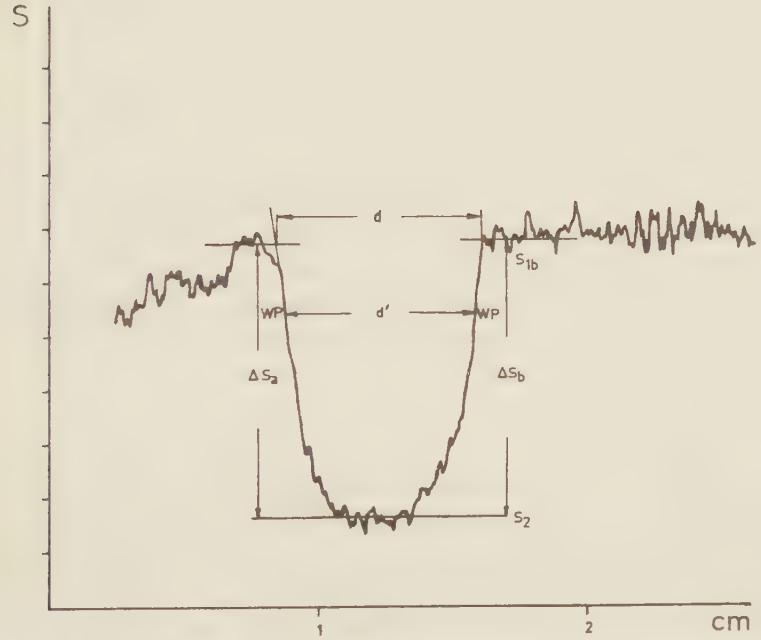


Abb. 18: Erläuterung der Meßmethode anhand der Photometerkurve einer A. renalis; d = Detailgröße, wie sie hier bestimmt wurde; d' = Detailgröße, wie sie das Auge zwischen zwei Konturen sieht. ΔS = Schwärzungskontrast zwischen kontrastmittelgefülltem Gefäß und Umgebungsschwärzung

Die auszumessenden Arterien wurden in Anlehnung an die Einteilung BOIJSENS (11) in die Aa. renales und Arterien erster, zweiter, dritter und vierter Ordnung eingeteilt (vergleiche Teil B, V.).

Zur Bestimmung des Mittelwertes und der Streuung in Gestalt der Standardabweichung innerhalb der Arterienordnungen verwendete ich ein Wahrscheinlichkeitsnetz. Dabei wird angenommen, daß die gemessenen Kontrastwerte oder Detailgrößen der Arterien sich näherungsweise wie eine Normalverteilung verhalten. Da man weiß, daß die Summenkurve einer Normalverteilung im Wahrscheinlichkeitsnetz als Gerade erscheinen muß, ist es möglich, eine empirisch gegebene Summenkurve auszugleichen. Man teilt das Wertematerial in eine angemessene Zahl von Gruppen und addiert dann die Besetzungszahlen der einzelnen Gruppen sukzessive auf und drückt die Partialsummen in Prozenten der Gesamtzahl aus. Das heißt, man bestimmt die empirische Summenfunktion. Der Mittelwert ergibt sich als der Abszissenwert des Schnittpunktes der Summengeraden mit der 50% Linie. Die Standardabweichung σ erhält man aus der halben Differenz der Abszissenwerte der Schnittpunkte der Summengeraden mit der 16 und 84% Linie. In das Wahrscheinlichkeitsnetz läßt sich gleichzeitig die Häufigkeitsverteilung der gemessenen Werte eintragen (Glockenkurven). Hier werden die Prozentzahlen der einzelnen Gruppen jedoch nicht an der oberen Gruppengrenze sondern in der Mitte von zwei Gruppengrenzen aufgetragen (64).

3. Ergebnisse

3.1. Detailgrößen

Die Abbildungen 19a - e (siehe Anhang) zeigen die ermittelten Detailgrößen innerhalb der einzelnen Arterienordnungen. Die Schwankungsbreiten, Mittelwerte und Standardabweichungen der gemessenen Werte sind in Tabelle 1 zusammengefaßt. In den vorliegenden Nierenangiographien sind Gefäßgrößen von 0,5 bis 10 mm ausmeßbar. Die kleinsten Gefäße, also die Arterien 4. Ordnung, sind im Mittel 1,4 mm dick.

3.2. Strahlenkontraste

Die Abbildungen 20 - 24a u. b (siehe Anhang) zeigen die gemessenen Strahlenkontraste innerhalb der einzelnen Arterienordnungen bei aortalen und bei selektiven Nierenangiographien. Tabelle 1 faßt

diese Ergebnisse zusammen. Es zeigt sich, daß selektive Angiogramme in allen Arteriengrößen eine Kontraststeigerung gegenüber aortalen Angiogrammen erfahren. Im Bereich kleiner Gefäße ist diese Kontraststeigerung nur schwach ausgeprägt. Es fanden sich Kontraste zwischen 0.01 und 0,7. Der Kontrast der kleinsten Gefäße lag im Mittel bei 0.04 bei aortaler Technik und bei 0,05 bei selektiver Technik.

Detailgrößen in (mm)

	μ	σ	b
Aa. renales	7,1	o,7	5 - 1o
Arterien 1. Ordnung	5,1	o,8	3 - 8
Arterien 2. Ordnung	3,3	o,6	2 - 5,5
Arterien 3. Ordnung	2,3	o,5	1 - 4
Arterien 4. Ordnung	1,4	o,32	o,5 - 2,25

K aortal

	μ	σ	b
Aa. renales	o,21	o,o9	o,o5 - o,5o
Arterien 1. Ordnung	o,12	o,o4	o,o5 - o,35
Arterien 2. Ordnung	o,o9	o,o4	o,o3 - o,25
Arterien 3. Ordnung	o,o6	o,o3	o,o1 - o,175
Arterien 4. Ordnung	o,o4	o,o15	o,o1 - o,1o

K selektiv

	μ	σ	b
Aa. renales	o,255	o,12	o,1o - o,7o
Arterien 1. Ordnung	o,17	o,o7	o,o5 - o,4
Arterien 2. Ordnung	o,11	o,o4	o,o3 - o,3o
Arterien 3. Ordnung	o,o9	o,o5	o,o1 - o,22
Arterien 4. Ordnung	o,o5	o,o2	o,o1 - o,15

Tabelle 1
Detailgrößen und Strahlenkontraste (K) von Arterien aus aortalen und selektiven Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund; μ = Mittelwert; σ = Standardabweichung; b = Schwankungsbreite

4. Kontrastverhalten in der angiographischen Serie

4.1. Material und Meßtechnik

Verwendet wurde die arterielle Phase von zwei Serien aortaler Nierenangiographien ohne pathologischen Befund. Es wurden Details aufgesucht, die auf allen Bildern der Serie vorhanden waren. Diese Details waren mit dem Meßstrahl des Photometers auf allen Bildern der Serie möglichst an der gleichen Stelle zu durchfahren.

4.2. Auswertung und Ergebnis

Es stellte sich die Frage, wie im Verlauf der Serie das Kontrastverhalten in Arterien der Niere aussehen würde. Abb. 25 (siehe Anhang) zeigt an drei Details, daß sich der Kontrastverlauf (hier als Schwärzungskontrast gemessen) in den Nierengefäßen während einer Serie uncharakteristisch verhält; ein Kontrastanstieg in einem Gefäß kann von einem Kontrastabfall in einem anderen Gefäß begleitet sein und umgekehrt, ein synchroner Kontrastanstieg und Abfall in den einzelnen Gefäßen konnte nicht festgestellt werden.

5. Detailgröße und Kontrast an Nierenangiographien mit pathologischem Befund

5.1. Material

Ausgewertet wurden aortale und selektive Angiogramme von insgesamt 23 Nieren von 23 Patienten. Eine Gruppe von 7 Nieren zeigte röntgenologisch das Bild eines gefäßreichen Tumors, die Diagnose lautete hypernephroides Nierenkarzinom. Die restlichen 16 Nieren wurden, obwohl sie verschiedene Diagnosen beinhalteten, zu einer gemeinsamen Gruppe zusammengefaßt. Als Befunde waren gefäßarme Tumoren, Zysten, Tuberkulosen und Schrumpfnieren verschiedener Genese angegeben. Die Aufnahmebedingungen blieben die gleichen wie bei den Angiogrammen ohne pathologischen Befund; Detailgröße und Kontrast wurden nach der bereits genannten Methode bestimmt.

5.2. Auswertung und Ergebnisse

Ausgewertet wurden Gefäße, die pathologisch strukturiert waren. Abb. 26a gibt die Detailgrößen von typischen Tumorgefäßen wieder, Abb. 26b deren Strahlenkontrast. Abb. 27a und b zeigen die Detailgrößen und Kontraste von pathologischen Gefäßen aus Nierenangiogrammen verschiedener Befunde. Als pathologisch konnten hier Gefäßabbrüche, stenosierte, hypoplastische, gestreckt verlaufende

oder großbogig verlagerte Gefäße in rarefiziertem Gefäßgebiet u.a.m. gelten.

Typische Tumorgefäße waren im Mittel 1,55 mm groß, bei einer Standardabweichung von o,4; ihre Verteilungsbreite lag zwischen o,5 und 3 mm. Ihr Strahlenkontrast betrug im Mittel o,o4 (Standardabweichung ò,o3) und schwankte zwischen o,o1 und o,35.

Bei den pathologischen Nieren der zweiten Gruppe fanden sich Detailgrößen zwischen o,6 mm und 5 mm (Mittelwert = 1,6 mm, Standardabweichung = o,7 mm) und Kontraste bei einem Mittelwert von o,o6 (Standardabweichung = o,o4) zwischen o,o1 und o,3.

6. Detailgrößen von Arterien postoperativer Nieren mit pathologischem Befund

6.1. Material

Zur Auswertung gelangten die Angiogramme von sechs operativ entfernten Nieren von sechs Patienten mit hypernephroiden Tumoren. Die Operationsnieren stammten von Patienten der Urologischen Klinik der Universität München, die Diagnose war histologisch gesichert.

6.2. Technik der Arteriographie von Operationsnieren

Es wurde in Anlehnung an die von HABIGHORST und Mitarbeiter (37) angegebene Methode zur Anfertigung von Angiogrammen bei postmortalen Nieren vorgegangen. Unmittelbar nach der Entnahme waren die Nierenarterien mit Heparin durchzuspülen, um eine Thrombenbildung im Gefäßsystem zu vermeiden. Während des Transportes befanden sich Nieren in heparinisierter, physiologischer Kochsalzlösung. Nach Einbinden von Injektionskanülen in die Arterienstümpfe wurde je nach Größe der Nieren 5 - 1o ml Kontrastmittel Urografin 6o% von Hand unter leichtem Druck injiziert. Auf Grund der Operationstechnik waren die Nierenarterien nahe am Hilus durchtrennt, also meist nach der Aufzweigung der Nierenhauptarterien Dies erschwerte die Injektion von Kontrastmittel erheblich, da sie über alle Äste möglichst gleichzeitig zu erfolgen hatte, weil bei sukzessiver Injektion störende Einflüsse durch die vorangegangenen Injektionen auftraten. Die Niere lag direkt einer Kassette mit einem folienlosen Kodak Safety Film 3 auf. Der Fokus-Film-Abstand betrug 1,2o m. Der Film wurde mit 4o kV und 8 - 12 mAs exponiert.

6.3. Auswertung und Ergebnisse

Die Angiogramme postoperativer Nieren mit pathologischem Befund (Hypernephrom) zeigten durchweg eine Engstellung der Gefäße. Dies und die Tatsache, daß auch kleinere Details als bei In-vivo-Angiogrammen abgebildet wurden, machten es notwendig, typische, für die Auswertung vorgesehene Gefäßbezirke auf photographischem Wege dreifach linear zu vergrößern. Erst von diesen Vergrößerungen ließen sich die Gefäßkaliber am Schaukasten mit dem Zirkel ermitteln und die Ausgangsdetailgrößen errechnen. Es wurden insgesamt 141 Detailgrößen von Tumorgefäßen bestimmt, ihre Häufigkeitsverteilung ist aus Abb. 28 zu ersehen. Der Mittelwert liegt bei o,7 mm (Standardabweichung o,3 mm). Die Schwankungsbreite beträgt o,25 mm bis 2 mm.

D. Besprechung der Ergebnisse

1. Kontrast und Kontrastmitteldichte

Wie aus den Kontrastmessungen an normalen und pathologischen Nierengefäßen ersichtlich ist (Tab. 1, Abb. 2o - 24a u. b, 26b, 27b), finden sich in Angiographien gerade bei kleinen Gefäßen Kontraste, die nahe der Erkennbarkeitsschwelle liegen, wie sie BLACKWELL (1o), BRONZHORST (15), SCHOBER (77), SPIEGLER (86) definieren. Deshalb ergibt sich auch hier, um zu einem optimalen Bild zu gelangen, die Forderung nach einem hohen Kontrast. Wie umfangreiche Experimente und Berechnungen von SCHOKNECHT (79) zeigten, läßt sich der mit einem beliebigen Kontrastmittel erreichbare Kontrast mit den Massenabsorptionskoeffizienten und der Dichte beschreiben. Dabei gab eine Berechnung des mit einem beliebigen Kontrastmittel erreichbaren Kontrastes die experimentell an Wachsphantomen ermittelten Ergebnisse genügend genau wieder. ILLICHMANN (46) hat an Gallenblasenphantomen die Kontrastverhältnisse unter verschiedenen Aufnahmebedingungen bei verschiedenen Konzentrationen untersucht. Aus seinen Versuchen geht hervor, daß sich mit der Größe eines im Kontrastmittel eingebetteten kalkhaltigen Konkrements der Kontrast nur unwesentlich ändert und dies besonders im Bereich niederer Konzentrationen. Dagegen ist bei ihm der Einfluß einer Konzentrationserhöhung auf die Kontraste weitaus stärker ausgeprägt.

Steigende Konzentration des Kontrastmittels und Verminderung der Schichtdicke - in praxi eine Kompression der Gallenblase - bringen zunehmende Kontraste. Wie Schichtdicke und Konzentration den Schwärzungskontrast von Km-Säulen beeinflußt, zeigt SCHAD (74). Bei ihm sind bei 1 cm Säulendicke Kontrastunterschiede mit dem bloßen Auge erst ab Verdünnungen von 1/4 von 75% Diatrizoat erkennbar. Ab 1/32 verdünnten Lösungen sind keine Kontraststufen mehr erkennbar. Hier stellt sich die Frage, wie weit diese Ergebnisse von den Charakteristika der Gradationskurve bestimmt sind. Um diesen Einfluß auszuschalten, wurde bei den vorliegenden Messungen am Plexiglasphantom der Strahlenkontrast ermittelt. Wie die Abb. 14a und b zeigen, ist der Kontrast der Objektdetails sehr stark von deren Kontrastmittelkonzentration abhängig. Zunehmende Konzentration steigert die Kontraste. Besonders auffällig ist der steile

Kontrastabfall im Bereich der Details von 1 - 4 mm Durchmesser, hier macht sich, wie aus dem Verlauf der Modulationsübertragungsfunktion zu erklären ist, der kontrastmindernde Einfluß der Unschärfe bemerkbar. Im Bereich der größeren Details zeigen die genannten Abbildungen einen geringeren Anstieg, was der von ILLICHMANN (46) gemachten Beobachtung nahekommt, daß bei genügend großen Objekten die Objektgröße auf den Kontrast einen geringen Einfluß besitzt.

Vergleicht man die an Nierenangiographien ermittelten Kontrastwerte (Tab. 1, Abb. 2o - 24a u. b, 26b, 27b) mit den Kontrastkurven, wie sie die Phantomaufnahmen ergeben, so zeigt sich, daß in vivo die Kontraste in der Größenordnung liegen, die bei dem Phantomversuch einer Jodkonzentration von 7,6 g% entsprechen; besonders bei den kleinsten Gefäßen, die ja die größte Zahl der vorhandenen Details ausmachen, liegen diese Kontraste mit o,o1 - o,15 zum großen Teil noch unter den im Phantomversuch bei Verdünnung 1 : 4, FFH-Raster und Feldgröße 2o cm x 2o cm gemessenen Werten.

Den eindeutigen, kontrastverbessernden Einfluß der Konzentrationserhöhung zeigt auch ein Vergleich der Kontrastverteilungen für aortale und selektive Angiographie, wie ihn Tabelle 1 gibt. Im Bereich aller Arterienordnungen bringt die selektive Technik gegenüber der aortalen Kontraststeigerungen von im Mittel etwa 3o%, weshalb die selektive Nierenangiographie aus diagnostischer Sicht vorzuziehen ist. Neben der Konzentration sind für den Kontrast noch die Durchflußgeschwindigkeit in den Gefäßen, das Durchflußvolumen und die Injektionsgeschwindigkeit von Bedeutung. Die Wirkung der physikalischen Größen auf den Durchfluß untersuchten SWART und DINGENDORF (94). Die Benutzung eines niedriger jodierten und weniger viskösen Kontrastmittels bringt unter gleichen Versuchsbedingungen einen gleichen Kontrastwert im Gefäß wie ein höher jodiertes aber visköseres. Gerade die niedrig jodierten Kontrastmittel stellen aber die biologisch unverträglichsten dar. Zur Erreichung hoher Konzentrationen in den Gefäßen sollen möglichst kurze und weite Katheter verwendet werden, um nach dem Hagen-Poiseuille'schen Gesetz einen hohen Durchfluß zu bewirken. Daneben fordert STIEVE (93), daß die Injektionsgeschwindigkeit dem Durchfluß anzupassen ist, der in den Gefäßen zu erwarten ist; dazu bieten sich geeignete Injektionsmaschinen an, bei denen das Injektionsvolumen in ml/sec einstellbar ist.

Neben einer Steigerung der Km-Konzentration zur Kontrastverbesserung zeigten sich auch in der vorliegenden Arbeit die schon lange bekannten und von STIEVE (93), HENNECKE (4o) und ILLICHMANN (4 erneut bestätigten Bedeutungen von Aufnahmespannung und Streustrahlenanteil. Wie aus den Abbildungen 13 u. 15 deutlich wird, gelten ähnliche Gesetzmäßigkeiten auch bei kontrastmittelgefüllten zylindrischen Objektdetails, die als vereinfachte Gefäßmodelle dienen können. Eine Erhöhung der Aufnahmespannung über 9o kV bei Nierenangiographien erscheint nicht sinnvoll; der durch die Absorptionseigenschaft des Jods bedingte Kontrastverlust wird hierbei zu gro2. Aus Messungen von STIEVE und RÖHLER (92) ist zu ersehen, wie hoch der Streustrahlenanteil in Abhängigkeit von der Feldgröße und dem Schachtverhältnis des Rasters bei einem Objektdetail von 2o cm Dicke ist. Beträgt der Streustrahlenanteil für Rasteraufnahmen mit einem Schachtverhältnis von 7 und einer Feldgröße von 2[illegible] cm x 25 cm etwa 4o%, so verringert er sich durch einen höher wirksamen Raster auf etwa 25% und bei einer Verringerung der Feldgröße auf 1o cm x 1o cm auf weniger als 15%. Abbildung 15 zeigt, wie sich im vorliegenden Fall eine solche Streustrahlenverringerung auf den Strahlenkontrast auswirkt. Die größere Bedeutun kommt auch hier dem höher wirksamen Raster zu. Die Kontrastverbesserung durch Erhöhung des Schachtverhältnisses auf 12 und Verringerung der Feldgröße von 3o cm x 3o cm auf 2o cm x 2o cm beträgt etwa 7o%, ein Wert, der gut mit den von STIEVE (93) und ILLICHMANN (46) gemachten Beobachtungen für andere Objekte übereinstimmt.

Wichtig ist für die optimale Auswertung von Nierenangiographien ferner, daß stets alle Bilder einer arteriellen Serie zur Beurteilun herangezogen werden. Da, wie in Abb. 25 verdeutlicht, im Verlauf der Serie in verschiedenen Bezirken der Niere der Kontrast von Bilddetails ganz unterschiedliche Minima und Maxima aufweist, können wichtige Details verloren gehen, wenn nur ein arterielles Bild beurteilt wird.

Die Bedeutung der Belichtung für den Schwärzungskontrast wird deutlich aus Abb. 16. Der Verlauf der Kurve zeigt, daß durch eine höhere Belichtung ein höherer Schwärzungskontrast zu erreichen ist und damit die Detailerkennbarkeit verbessert werden kann.

STIEVE (93) sieht eine Belichtung, die zu einer mittleren Schwärzung von etwa o,9 führt, als optimal für den Kontrast an: erst eine Belichtungssteigerung, die sich nur im geradlinigen Teil der Gradationskurve auswirken würde, bringt keine nennenswerten Schwärzungskontraststeigerungen.

2. Detailgrößen bei normalen und pathologischen Nierenangiogrammen

Die Problematik eines Rückschlusses von in Röntgenaufnahmen gemessenen Detailgrößen auf das eigentliche pathologisch-anatomische Erscheinungsbild ist lange bekannt. Solche Messungen ermöglichen in der Regel nur sehr bedingte Aussagen über die wahre Objektgröße oder wirkliche Form. Wie sinnvoll solche Größenangaben dennoch sind, wurde bereits anhand der Literatur nachzuweisen versucht. Einschränkend sei hierzu bemerkt, daß in der Angiographie bei dreidimensionalen Gebilden mit kleiner werdender Detailgröße auch die Schichtdicke abnimmt, d.h., es wird nicht nur die Ortsfrequenz erhöht, sondern auch die Rasteramplitude verringert, weshalb die Anwendung der MÜF auf diese Verhältnisse eine Idealisierung darstellt. Daneben ist es wichtig, die Abbildungstiefen des Objektes zu kennen, da ja die einzelnen Objektdetails nach den Gesetzen der Zentralprojektion in ihrer Größe verändert abgebildet werden (STIEVE und RÖHLER (92)).

Tabelle 1 gibt die Mittelwerte, Standardabweichungen und Schwankungsbreiten normaler Arterienordnungen von 26 aortalen und selektiven Nierenangiogrammen wieder. Die Abbildungen 19a - e verdeutlichen die Häufigkeitsverteilung graphisch. Die Abbildungen 26a und 27a zeigen die aus 23 pathologischen Angiogrammen ermittelten Werte. In normalen Nierenangiogrammen sind Gefäßgrößen von o,5 mm bis 1o mm ausmeßbar. Da sich nach BOIJSEN (11) die Arterien der Niere in Aa. renales und 4 weitere Unterordnungen aufteilen lassen, können auch den einzelnen Arterienordnungen entsprechende Häufigkeitsverteilungen zugeordnet werden. Als besonders interessierend für die limitierende Leistungsfähigkeit der Abbildungssysteme haben immer wieder die kleinsten noch erkennbaren Details gegolten; sie stellen in der Niere, bedingt durch die anatomische Aufzweigung der Gefäße, auch die größte Zahl der Details dar. Die mit den hier verwendeten Aufnahmemethoden erreichbare und

mit dem Mikrodensitometer auswertbare Grenze lag bei etwa o,5 mm sowohl bei normalen wie bei pathologischen Nieren. Kleinere Details lagen unter oder im Bereich der Erkennbarkeitsschwelle. Hier muß noch erwähnt werden, daß auf allen Bildern häufig kleine Details mit dem Auge erkennbar waren, die einen so schwachen Kontrast aufwiesen, daß sie in den Photometerkurven von der Störstruktur nicht zu unterscheiden waren. Hier spielen Probleme der Gestaltwahrnehmung und der Kontrastüberhöhung an Konturen eine entscheidende Rolle. Die kleinsten in Mikroangiographien gemessenen Detailgrößen von Interlobulargefäßen der Niere liegen bei o,1 mm (SHERWOOD et al. (84)).

Pathologische Gefäße, wie sie aus gefäßreichen Tumoren mit der Diagnose Hypernephrom ausgewertet wurden, liegen im Mittel (1,55 mm) nur wenig über dem Mittelwert der normalen Gefäße 4. Ordnung mit 1,4 mm. Dies erscheint deshalb erstaunlich, als immer wieder betont wird, daß die Gefäße von hypervaskularisierten Tumoren besonders weitgestellt seien (21, 61, 98). Es müßte also das Häufigkeitsmaximum zu höheren Werten verschoben sein. Bereits BOIJSEN und FOLIN (12), vergl. B, V., konnten jedoch zeigen, daß die Aa. renales bei gefäßreichen Tumoren zu 5o% im Normbereich zwischen 5 mm und 8 mm liegen. KINCAID (47) weist darauf hin, daß zwar einzelne weitgestellte Hauptgefäße, die den Tumor versorgen, zu finden sind, daß aber auch gleichzeitig im Tumor mit einem vielgestaltigen, kapillarähnlichen Netzwerk feiner Gefäße zu rechnen ist. Da bei der Auswertung nur typisch strukturierte Tumorgefäße berücksichtigt wurden, ihre Charakteristika sind in Teil B,VI.,5. beschrieben, läßt dies den Schluß zu, daß die üblicherweise weitgestellten Tumorgefäße gegenüber den kapillarartigen kleinen Gefäßen statistisch weniger ins Gewicht fallen, daß also auch hier kleine Detailgrößen für die Erkennbarkeit von besonderer Bedeutung sind. Die pathologischen Gefäße von Nieren mit anderen Befunden, wie gefäßarmen Tumoren, Zysten, Tuberkulosen und unspezifischen entzündlichen Erscheinungen, Schrumpfnieren u.a., liegen bezüglich ihrer Detailgrößen mit einem Mittelwert von 1,6 mm über dem der normalen Arterien 4. Ordnung. Auch hier fällt auf, daß die pathologischen Strukturen ganz allgemein bei niederen Detailgrößen zu suchen sind. Dies läßt sich weniger durch die kapillarähnliche Vielfalt des Erscheinungsbildes erklären, sondern da[illegible]ch daß bei pathologischem Gefäßbaum Gefäße wie Subsegmental- und

und Segmentalarterien hypoplastisch und enggestellt sind und somit in den Bereich kleiner Detailgörßen gelangen. IDBOHRN (45) hat ein vergleichbares Ergebnis an den Aa. renales von hydronephrotischen und chronisch entzünglichen Schrumpfnieren gemessen (vergl. Teil B, V.).

3. Detailgrößenvergleich zwischen pathologischen Gefäßen im Nierenangiogramm und den Gefäßen in Angiogrammen von Operationsnieren

Es lassen sich hier 7 Angiogramme von Patienten mit der Diagnose Hypernephrom mit Angiogrammen von 6 Operationsnieren mit derselben Diagnose vergleichen (Abb. 26a, Abb. 28). Dabei treten Schwierigkeiten auf, die eine echte Vergleichsmöglichkeit fragwürdig erscheinen lassen: Bei den Operationsnieren lagen andere geometrische Bedingungen vor, d.h., es bestand ein direkter Kontakt von Objekt und Kassette. Ferner erschienen alle Gefäße relativ zu den in vivo angefertigten Angiographien enggestellt. Welchen Anteil daran die veränderte geometrische Situation hatte, ließ sich nicht entscheiden, da auch eine postoperative Engstellung der Gefäße diskutiert werden muß. Die gefundene Schwankungsbreite von o,25 mm bis 1,9 mm bei einem Mittelwert von o,7 mm bei Operationsnieren liegt jedoch ganz erheblich unter den in vivo ermittelten Werten. Der visuelle Eindruck bei den postoperativen Angiogrammen ließ den Schluß nicht zu, daß durch diese Technik entscheidend feiner strukturierte Gefäßbereiche abgebildet wurden, sondern es schien vielmehr, als ob dieselben Strukturen verkleinert abgebildet würden, die auch in Angiographien von in vivo Untersuchungen dargestellt sind. Zusätzlich fand sich, daß trotz einer Spülung der Gefäße mit Heparin kleinste Gefäßäste häufig thrombosiert waren. Ein weiterer Faktor, der für eine Verschiebung des Mittelwertes zu kleineren Größen verantwortlich ist, muß die Technik der Auswertung sein, da, wie bereits unter C, III. erläutert, visuell kleinere Größen ermittelt werden als durch die Auswertung von Photometerkurven. Zusätzlich kann bei in vivo angefertigten Angiogrammen mit einer Vasodilatation gerechnet werden, die durch die Kontrastmittelinjektion ausgelöst wird und mit einer Steigerung des renalen Blutflusses verbunden ist. Nach SHERWOOD et al. (84) nehmen die Arterienkaliber um 1o - 2o% zu. Mit dieser Vasodilatation ist bei postoperativen Nieren nicht zu rechnen.

4. Folgerungen für die Aufnahmetechnik

Die an Phantomaufnahmen und an Nierenangiogrammen gemessenen Kontraste und Detailgrößen zeigen im Verein mit den Unschärfefaktoren, wie sie unter Teil B, II. u. III. erläutert wurden, daß für die Aufnahmetechnik von Nierenangiogrammen zur optimalen Abbildung der interessierenden Details drei Forderungen gestellt werden müssen:

1. möglichst hoher Kontrast
2. geringe Unschärfe
3. kurze Belichtungszeit

Hier wiesen KLEIN und WIDENMANN (49) darauf hin, daß alle drei Forderungen nicht wirklich zu erfüllen sind, da sie zum Teil einander entgegenlaufen.

Eine Kontrasterhöhung läßt sich, wie die Abb. 13, 14a u. b, 15 u. 16 zeigen und wie bereits unter D, 1. diskutiert wurde, durch Erhöhung der Konzentration des Kontrastmittels, Erniedrigung der Aufnahmespannung und Verringerung des Streustrahlenanteils bei zusätzlich nicht zu schwach belichteten Aufnahmen erreichen. Bei einer Verringerung des Streustrahlenanteils durch wirksamere Raster wird eine Erhöhung der Belichtung erforderlich. Wie STIEVE und RÖHLER (92) zeigten, ist es nicht sinnvoll, dabei die Belichtungszeit zu steigern, da hierdurch der Einfluß der Bewegungsunschärfe zu groß wird; darüber hinaus gestattet auch die schnelle Bildfolge im Filmblattwechsler keine zu lange Belichtungszeit. Eine Verringerung der Streustrahlen bringt jedoch mehr Kontrastgewinn als eine geringfügige Spannungserhöhung Kontrastverlust (49, 93). Dadurch wird es möglich, die Belichtung über eine Spannungserhöhung zu steigern und die Belichtungszeit kurz zu halten. Bereits eine Spannungserhöhung von 7o kV auf 8o kV brächte ja nach einer alten aufnahmetechnischen Regel bei gleichem Objekt eine Verringerung der Belichtungszeit auf die Hälfte mit sich.

Neben einer Verringerung des Einflusses der Bewegungsunschärfe durch kurze Belichtungszeiten lassen sich geometrische und innere Unschärfe vermindern. Wie bei Bildverstärkersystemen ein kleiner Brennfleck bei kurzem Fokus-Objekt-Abstand die geometrische Unschärfe verringert, ohne dabei die Belichtungszeit zu verlängern, haben KLEIN und WIDENMANN (49) gezeigt. Eine Verringerung der

inneren Unschärfe des Film- und Folienmaterials wird bei feinzeichnenden Folien durch erhebliche Belichtungserhöhung erkauft, die ja in gewissem Widerspruch zu kurzer Belichtungszeit und hohem Kontrast steht. Deshalb werden neuerdings für die Angiographie Spezialfolien verwendet, die durch Weglassen der Schutzschicht eine Steigerung an Lichtausbeute ohne Verlust an Zeichenschärfe erreichen und damit eine Reduzierung der Dosis auf die Hälfte ermöglichen (93). Im einzelnen ist das Auflösungsvermögen der Abbildungssysteme mit den in den Nierenangiogrammen ermittelten Detailgrößen in Einklang zu bringen (Tab. 1).

E. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit sollte festgestellt werden, wie groß bei aortalen und selektiven Nierenangiographien mit und ohne pathologischem Befund aus dem Routinebetrieb des Riederinstitutes die Strahlenkontraste der interessierenden Details sind und welche Werte die Gefäßgrößen in den Arteriogrammen annehmen. Daneben wurden die Detailgrößen aus Arteriogrammen postoperativer Nieren mit dem Befund eines hypernephroiden Nierenkarzinoms ermittelt. Ferner interessierte das Kontrastverhalten einer normalen angiographischen Serie. Anhand eines Plexiglasmodells mit zylindrischen Bohrungen, das als Gefäßphantom diente, wurde das Kontrastverhalten in Abhängigkeit von der Detailgröße unter variierten Aufnahmebedingungen bei verschiedenen Kontrastmittelkonzentrationen untersucht.

Im theoretischen Teil wird kurz auf Begriffe zum Thema Detailerkennbarkeit und Bildgüte eingegangen; außerdem werden Grundlagen der normalen und pathologischen Gefäßanatomie der Niere erörtert.

Als geeignete Untersuchungsmethode erwies sich die Mikrophotometrie bei effektiven Spaltabmessungen von o,4 mm x o,75 mm. Die Mikrophotometerkurven gestatten eine Auswertung hinsichtlich Detailgröße und Schwärzungskontrast, aus dem anhand der Gradationskurve nach der Formel

$$K = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$

der Strahlenkontrast ermittelt wurde.

Die an aortalen und selektiven Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund gemessenen Detailgrößen liegen zwischen o,5 mm und 1o mm. Die am häufigsten vertretenen Interlobararterien sind im Mittel 1,4 mm dick. Die Strahlenkontraste liegen zwischen o,o1 und o,7o, wobei ein deutlicher Kontrastgewinn bei selektiver Technik zu verzeichnen ist. Pathologisch strukturierte Details aus 7 Angiogrammen gefäßreicher Tumoren liegen im Mittel bei 1,55 mm, bei Nieren mit anderen pathologischen Befunden bei 1,6 mm. In Nephrektomienieren maligner Tumoren fanden sich Größen zwischen o,1 mm und 1,9 mm.

Die relativ großen Details im Ein-Millimeter-Bereich machen es bei niederer Kontrastierung notwendig, wie an dem Phantomversuch gezeigt wurde, hohe Kontrastmittelkonzentrationen und wirksame Streustrahlenraster zu verwenden. Daneben sind sinnvoll: kurze Belichtungszeiten wegen der auftretenden Bewegungsgeschwindigkeiten, Spezialfolien ohne die übliche Schutzschicht und keine feinzeichnenden Folien, Spannungen nicht über 9o kV und Injektionsmaschinen, welche die Injektionsgeschwindigkeit dem Durchfluß anpassen, der in den darzustellenden Gefäßabschnitten zu erwarten ist.

F. Anhang: Abbildungen

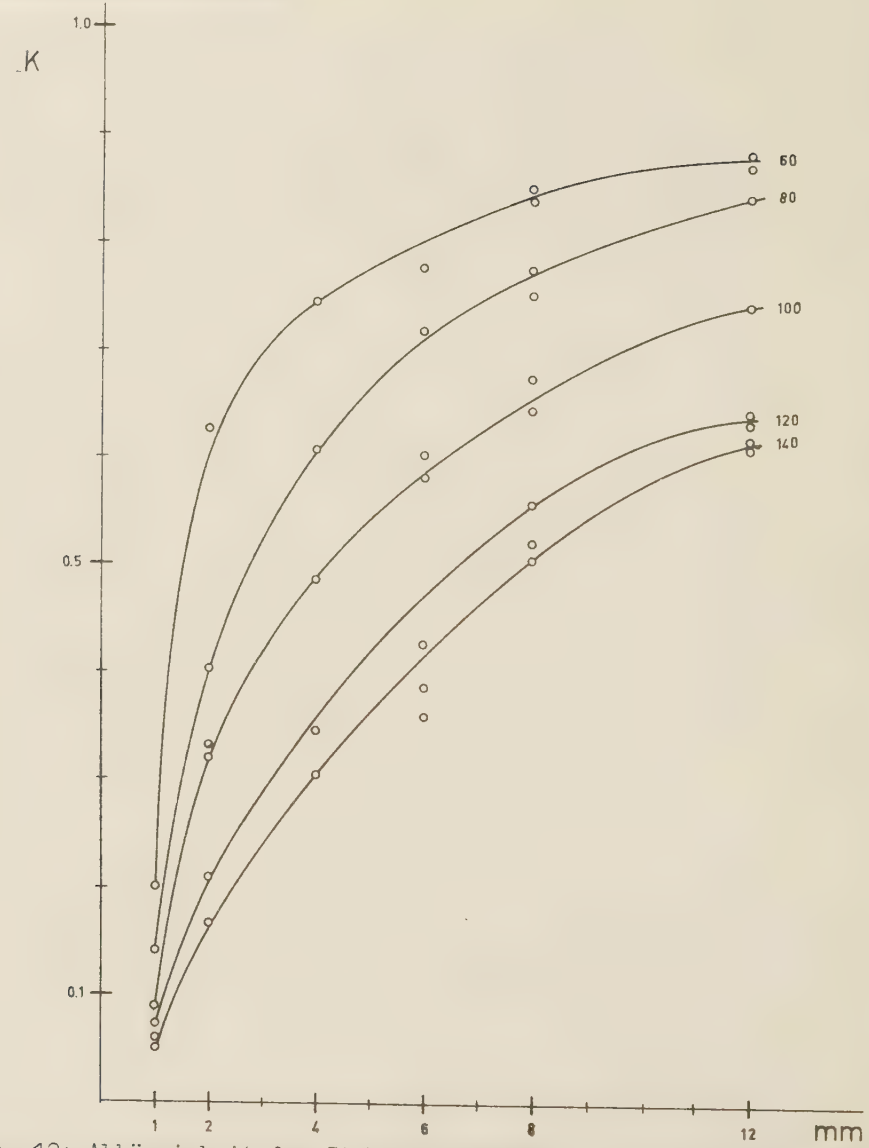


Abb. 12: Abhängigkeit des Strahlenkontrastes kontrastmittelgefüllter Bohrzylinder von der Detailgröße. Die Zahlen bei den einzelnen Kurven geben die bei den Aufnahmen verwendeten Röhrenspannungen in Kilivolt wieder. Kontrastmittelverdünnung 1 : 1 (1 Teil Uromiro 38o zu 1 Teil Leitungswasser; Jodkonzentration 19 g%), FFH-Raster, Feldgröße 2o cm x 2o cm, Belichtungsautomatik

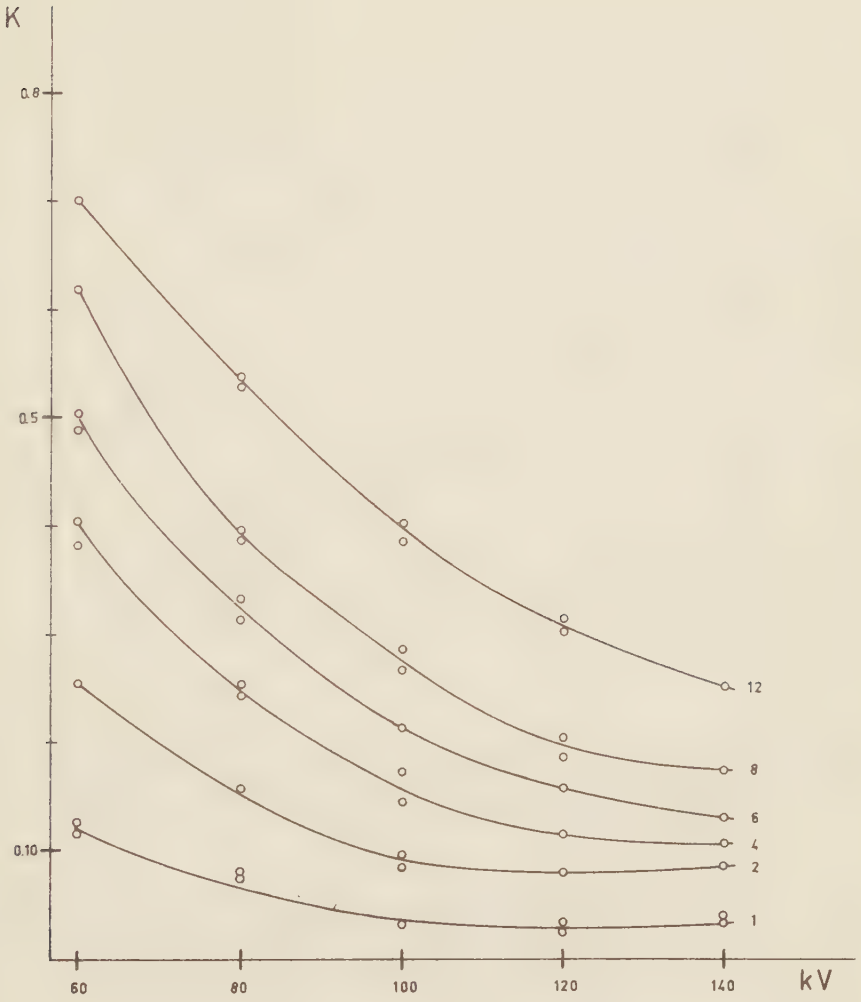


Abb. 13: Einfluß der Röhrenspannung auf den Strahlenkontrast von kontrastmittelgefüllten Bohrzylindern im Plexiglasblock. Die Zahlen bei den einzelnen Kurven geben die Durchmesser der Objektdetails in mm. Kontrastmittelverdünnung 1 : 4, Jodkonzentration 7,6 g%, FFH-Raster, Feldgröße 2o cm x 2o cm Belichtungsautomatik

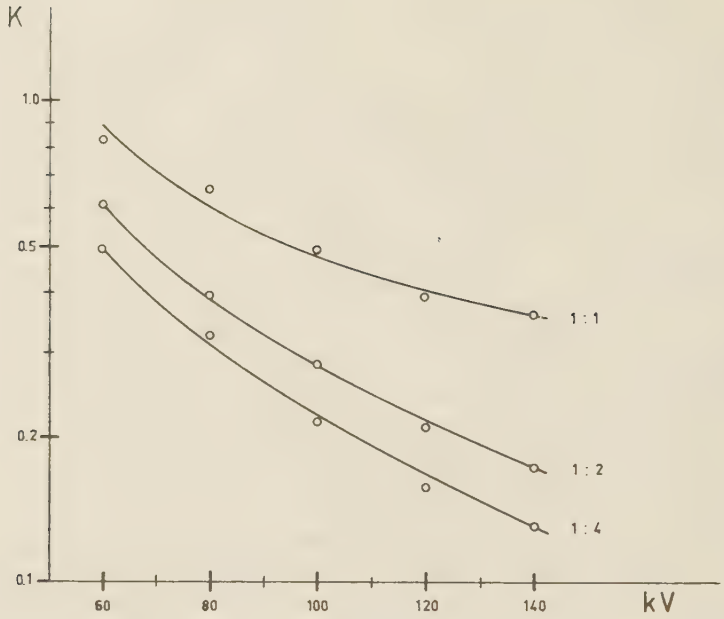
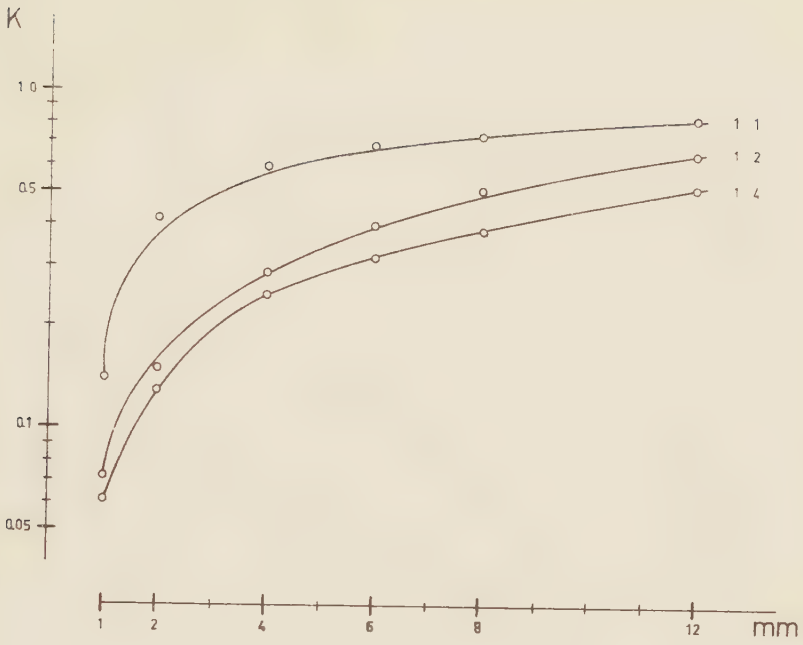
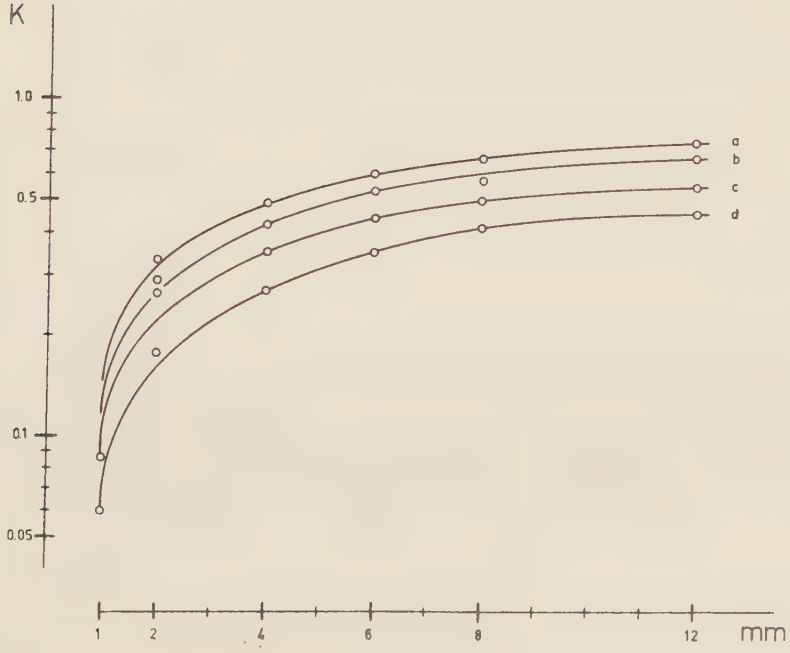


Abb. 14a: Einfluß von drei verschiedenen Kontrastmittelkonzentrationen auf den Verlauf von Kontrast-Spannungs-Kurven bei einer Objektgröße von 6 mm, FFH-Raster und Feldgröße 2o cm x 2o cm Die Zahlen hinter den Kurven geben die Kontrastmittelverdünnungen an

Abb. 14b: (siehe nächste Seite)
Einfluß der Kontrastmittelkonzentration auf den Verlauf von Kontrast-Detail-Kurven bei drei verschiedenen Konzentrationen bei einer Aufnahmespannung von 8o kV. Die Zahlen hinter den Kurven geben die Km-Verdünnung an

Abb. 15: (siehe nächste Seite)
Der Strahlenkontrast in Abhängigkeit von der Detailgröße unter verschiedenen Streustrahleneinflüssen. Aufnahmespannung für alle Kurven 1oo kV, Kontrastmittelverdünnung 1 : 1, Belichtungsautomatik.
a) = FFH-Raster, Feldgröße 2o cm x 2o cm;
b) = FFH-Raster, Feldgröße 3o cm x 3o cm;
c) = FF-Raster, Feldgröße 2o cm x 2o cm;
d) = FF-Raster, Feldgröße 3o cm x 3o cm.


K
1.0
0.5
0.1
0.05
1 1
1 2
1 4
1
2
4
6
8
12
mm


K
1.0
0.5
0.1
0.05
a
b
c
d
1
2
4
6
8
12
mm

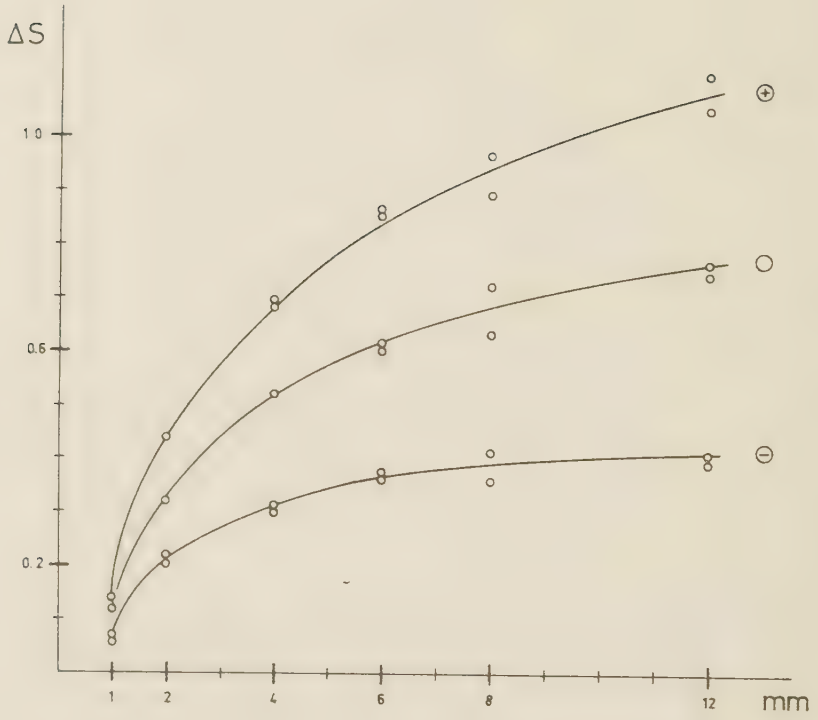


Abb. 16: Der Schwärzungskontrast in Abhängigkeit von der Detailgröß bei verschiedenen Schwärzungsbereichen der Belichtungsautomatik. Obere Kurve (+)-Taste, mittlere Kurve O-Taste, untere Kurve (-)-Taste. Röhrenspannung 12o kV; Kontrastmittelverdünnung 1 : 1

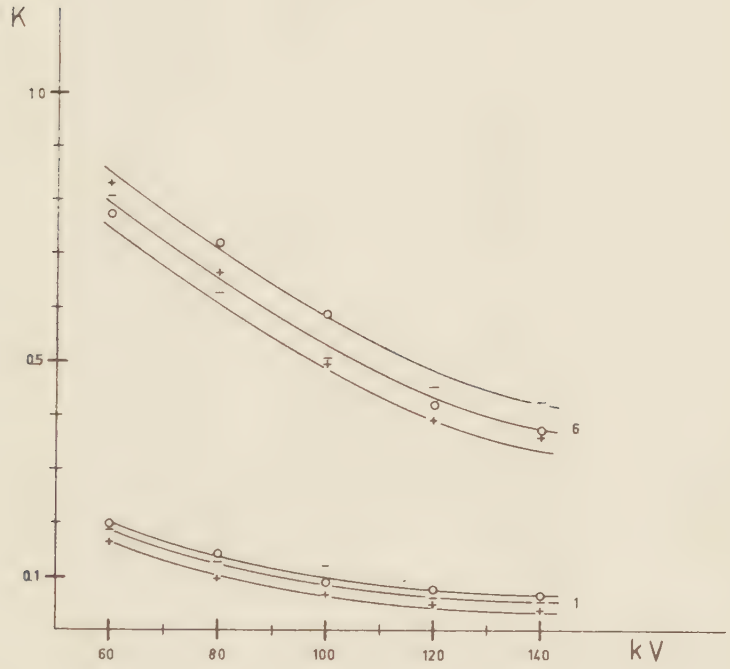


Abb. 17: Demonstration der Meßgenauigkeit. Für zwei Details der Größe 6 mm (obere Kurve) und 1 mm (untere Kurve) sind die Strahlenkontraste in Abhängigkeit von der Röhrenspannung aufgetragen. (+) = gemessener Wert bei Aufnahme mit (+)-Taste, (-) = gemessener Wert bei Aufnahme mit (-)-Taste, 0 = gemessener Wert bei Aufnahme mit 0-Taste am Belichtungsautomaten. Im Idealfall müßten die +,-,0-Meßwerte sich decken. Kontrastmittelverdünnung 1 : 1, FFH-Raster

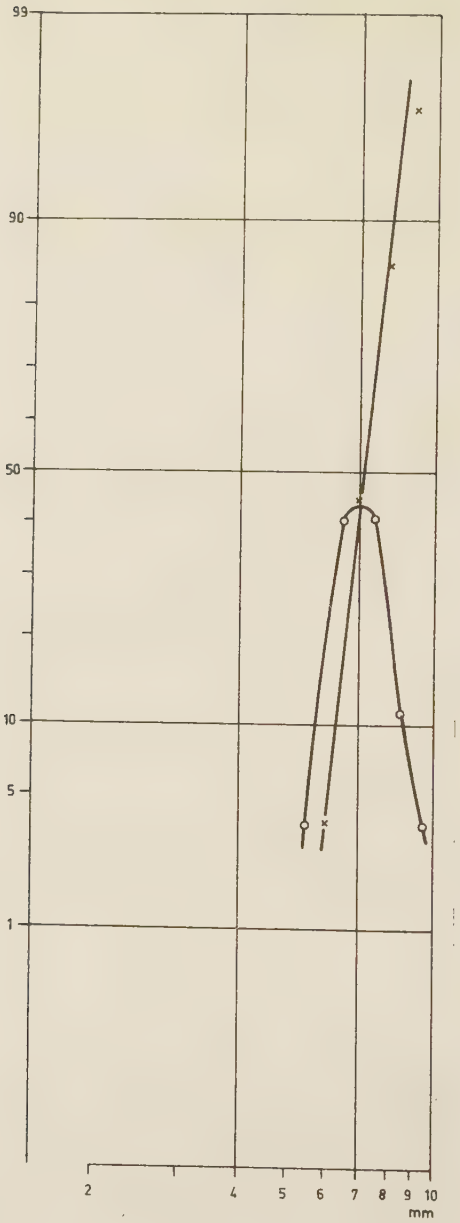


Abb. 19a: Häufigkeitsverteilung und Summengerade von Detailgröß der Aa. renales in normalen Nierenangiogrammen. Für alle Abbildungen 19 - 28 gilt: Häufigkeitssummen in % der Gesamtzahl = x; Häufigkeiten in % der Gesamtzahl = o. Abszissenachse logarithmisch, Ordinatenachse nach dem Gauß'schen Integral geteilt

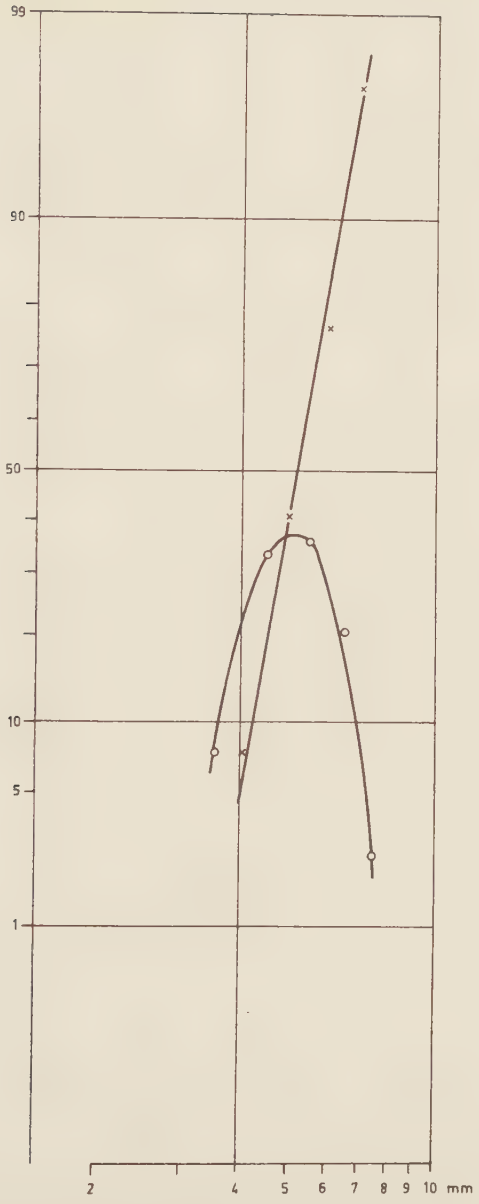


Abb. 19b: Häufigkeitsverteilung und Summengerade von Detailgrößen der Arterien 1. Ordnung normaler Nierenangiogramme

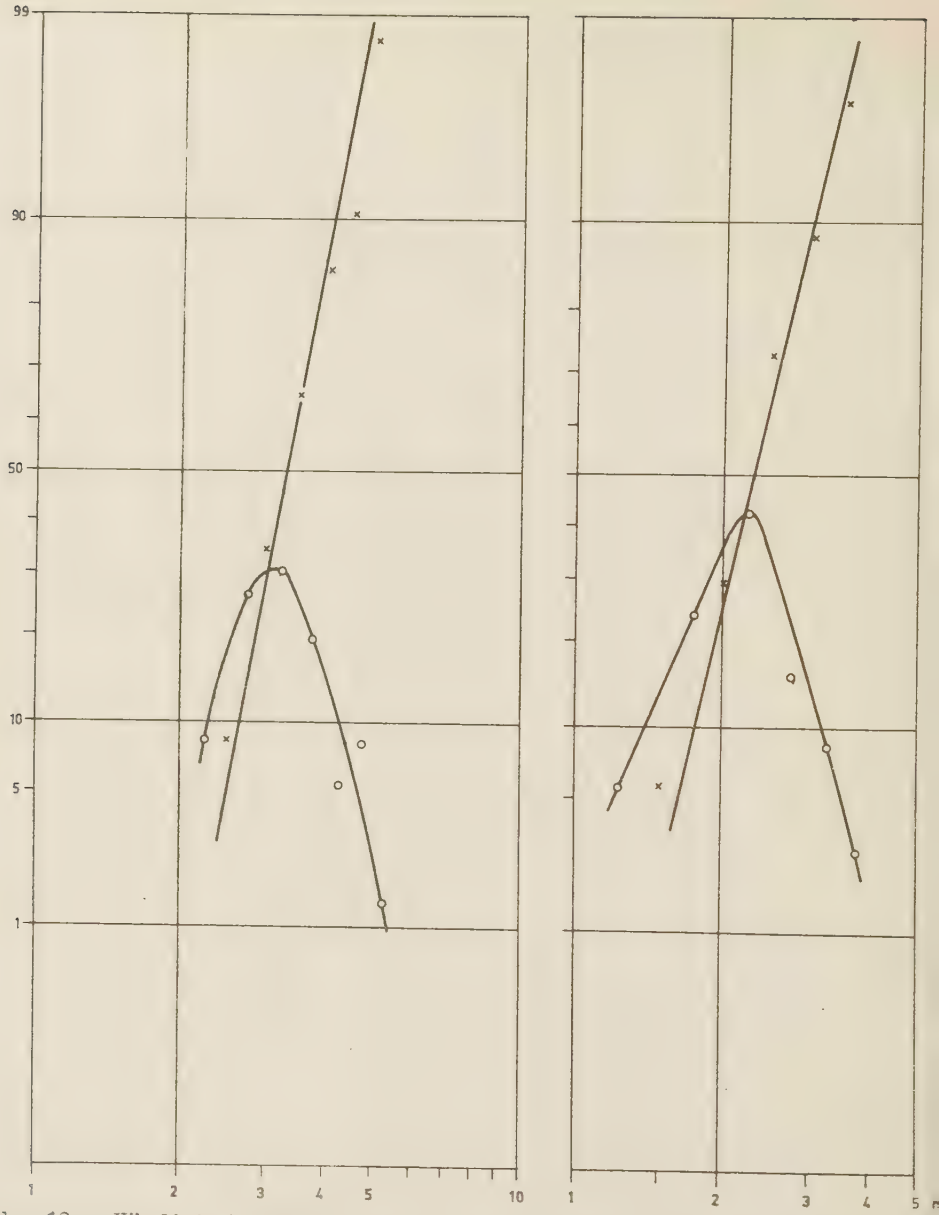


Abb. 19c: Häufigkeitsverteilung und Summengerade von Detailgrößen der Arterien 2. Ordnung normaler Nierenangiogramme

Abb. 19d: Häufigkeitsverteilung und Summengerade von Detailgrößen der Arterien 3. Ordnung normaler Nierenangiogramme

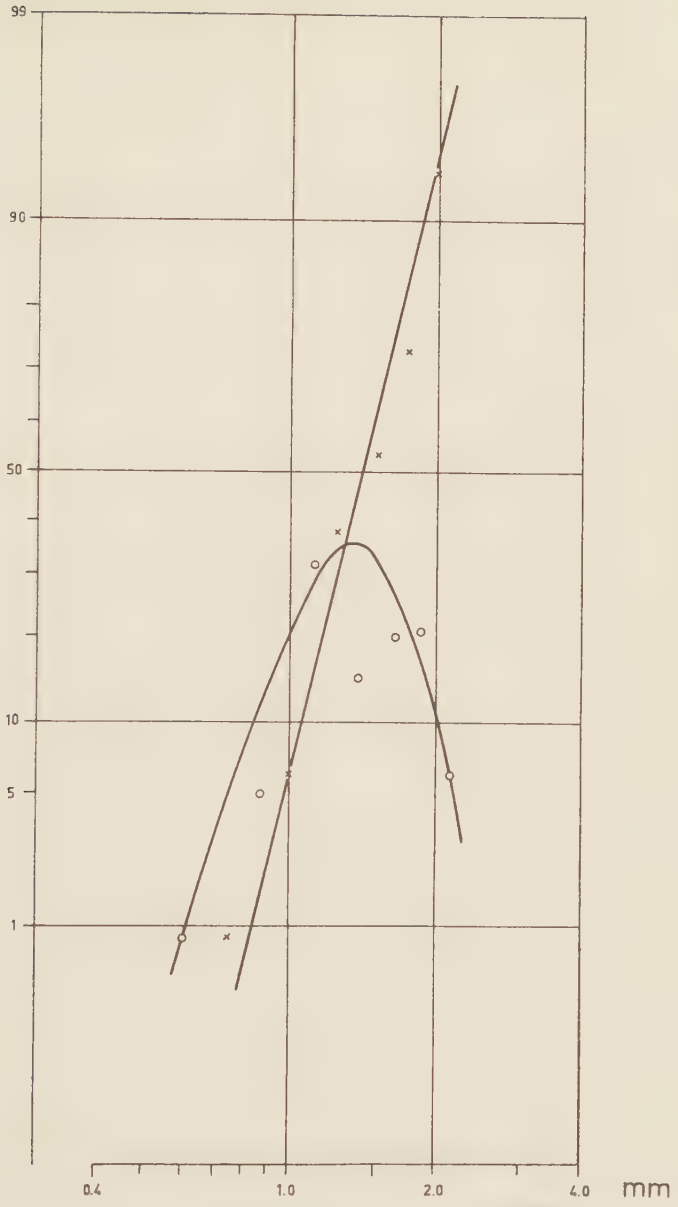


Abb. 19e: Häufigkeitsverteilung und Summengerade von Detailgrößen der Arterien 4. Ordnung normaler Nierenangiogramme

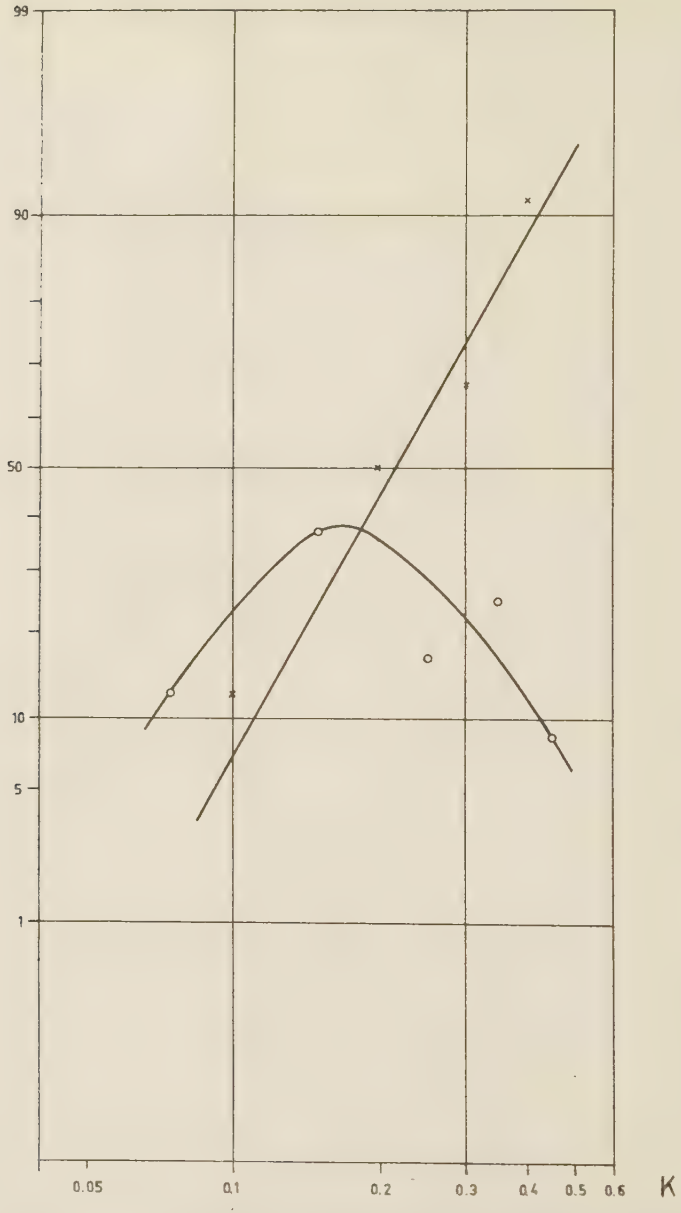


Abb. 2oa: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von Arteriae renales aus aortalen Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

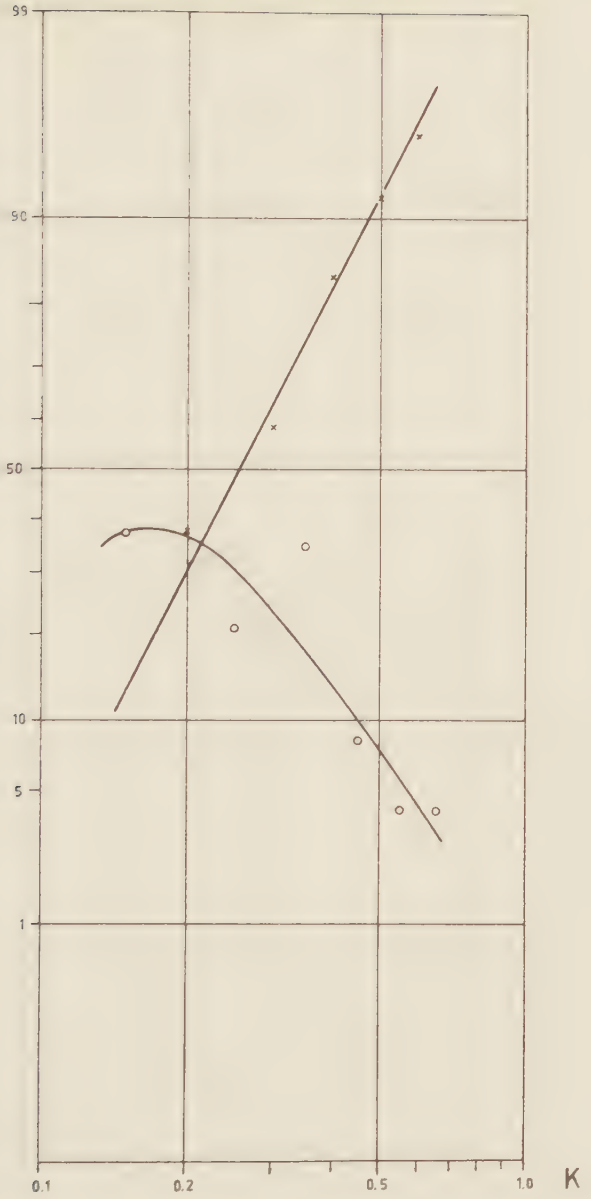


Abb. 20b: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von Arteriae renales aus selektiven Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

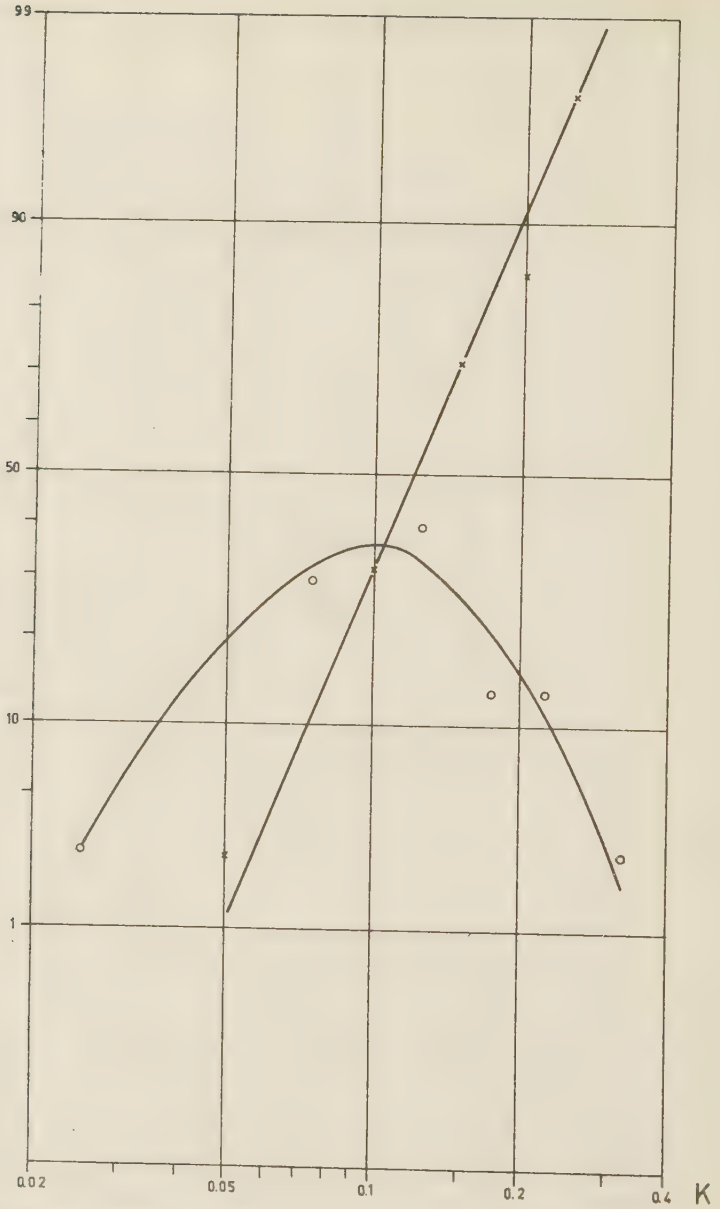


Abb. 21a: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von Arterien 1. Ordnung aus aortalen Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

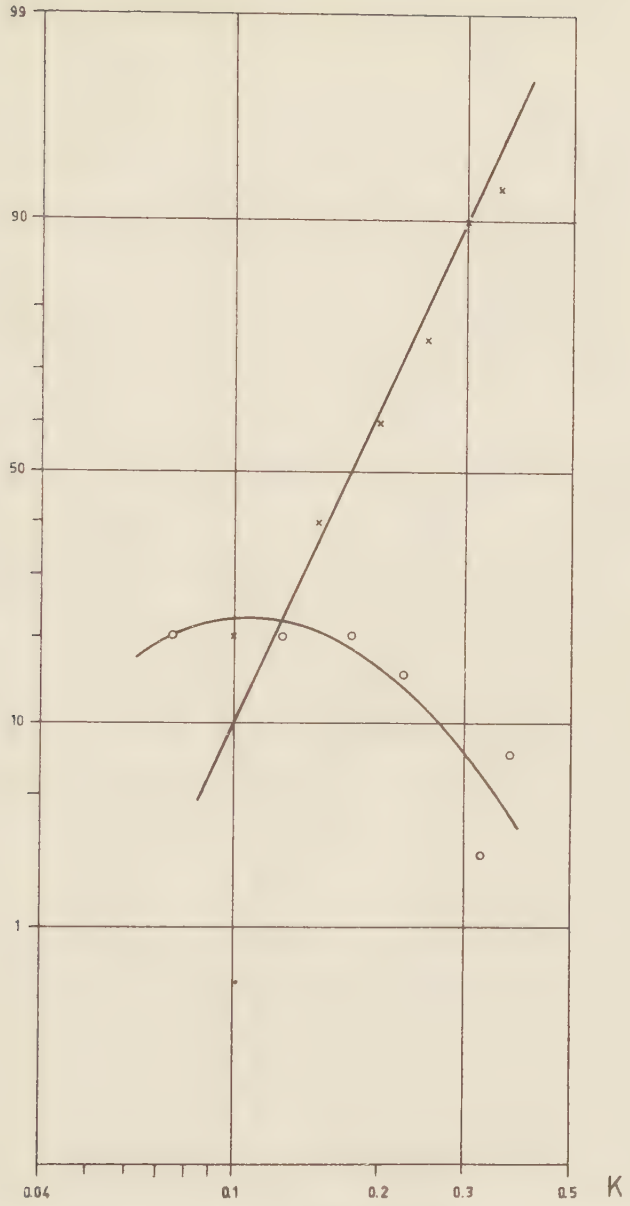


Abb. 21b: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von Arterien 1. Ordnung aus selektiven Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

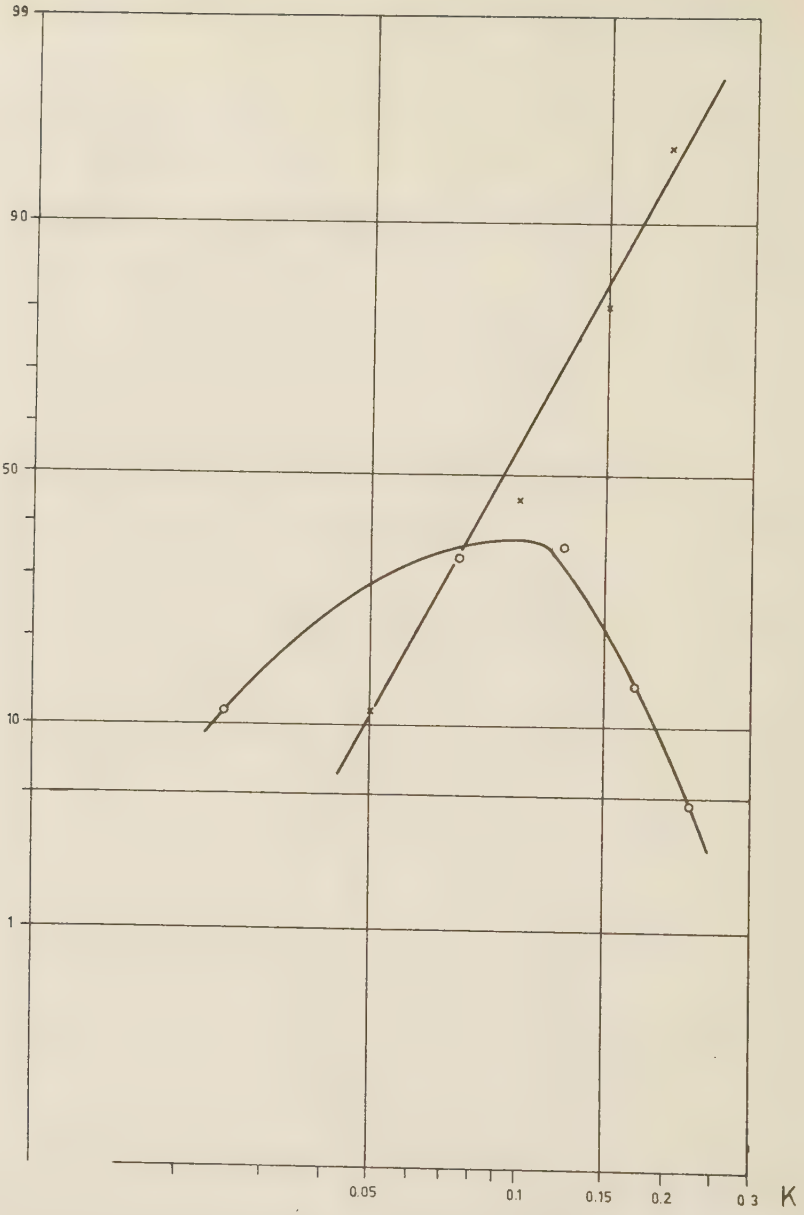


Abb. 22a: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von Arterien 2. Ordnung aus aortalen Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

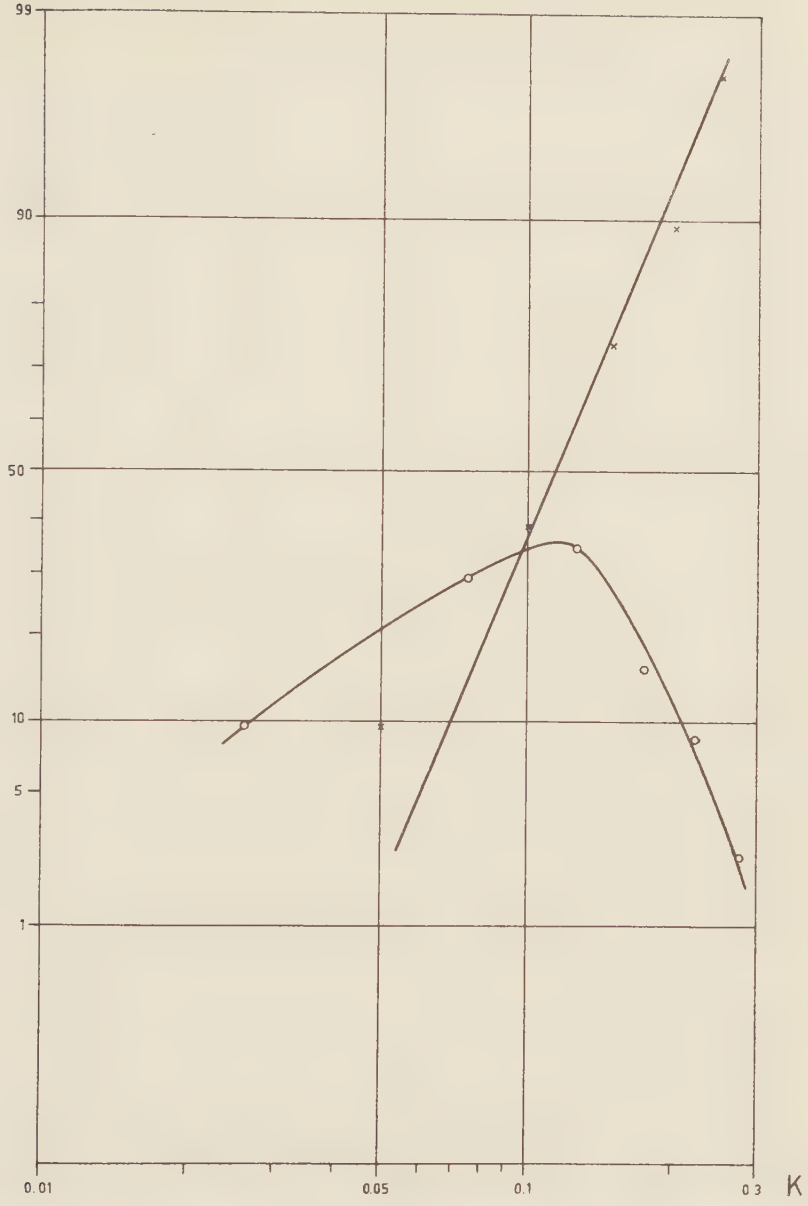


Abb. 22b: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von Arterien 2. Ordnung aus selektiven Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

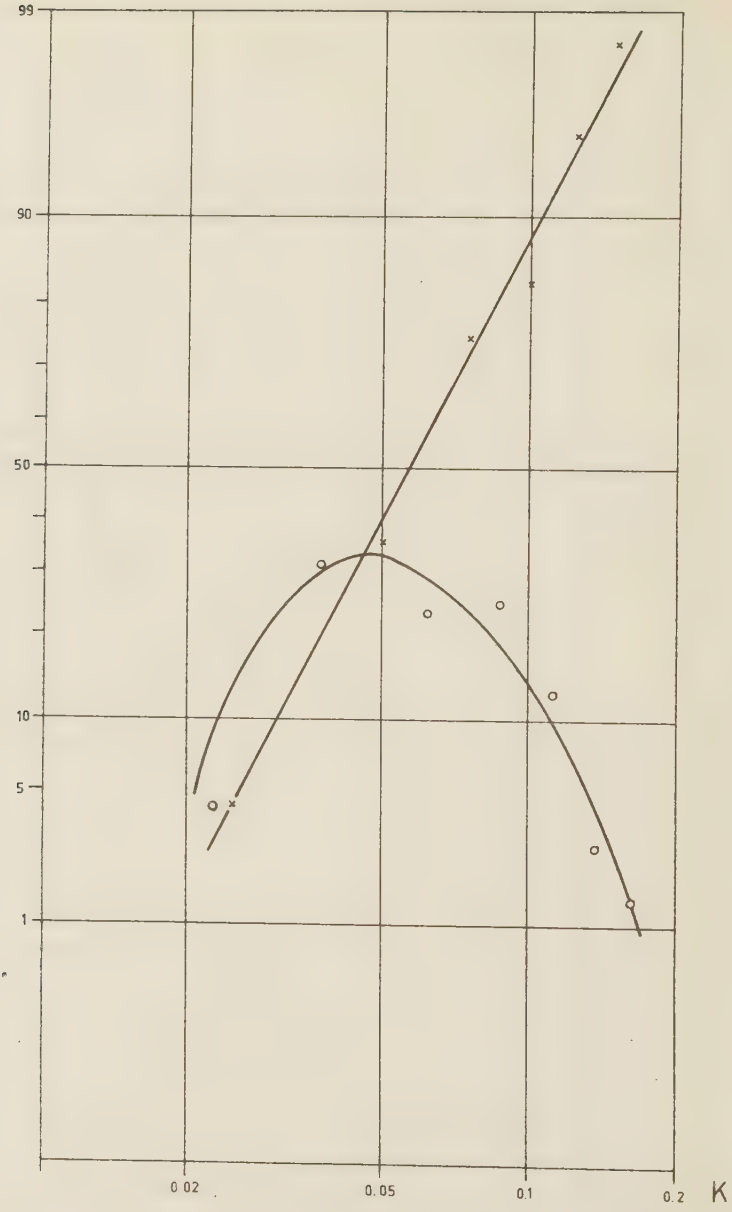


Abb. 23a: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von Arterien 3. Ordnung aus aortalen Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

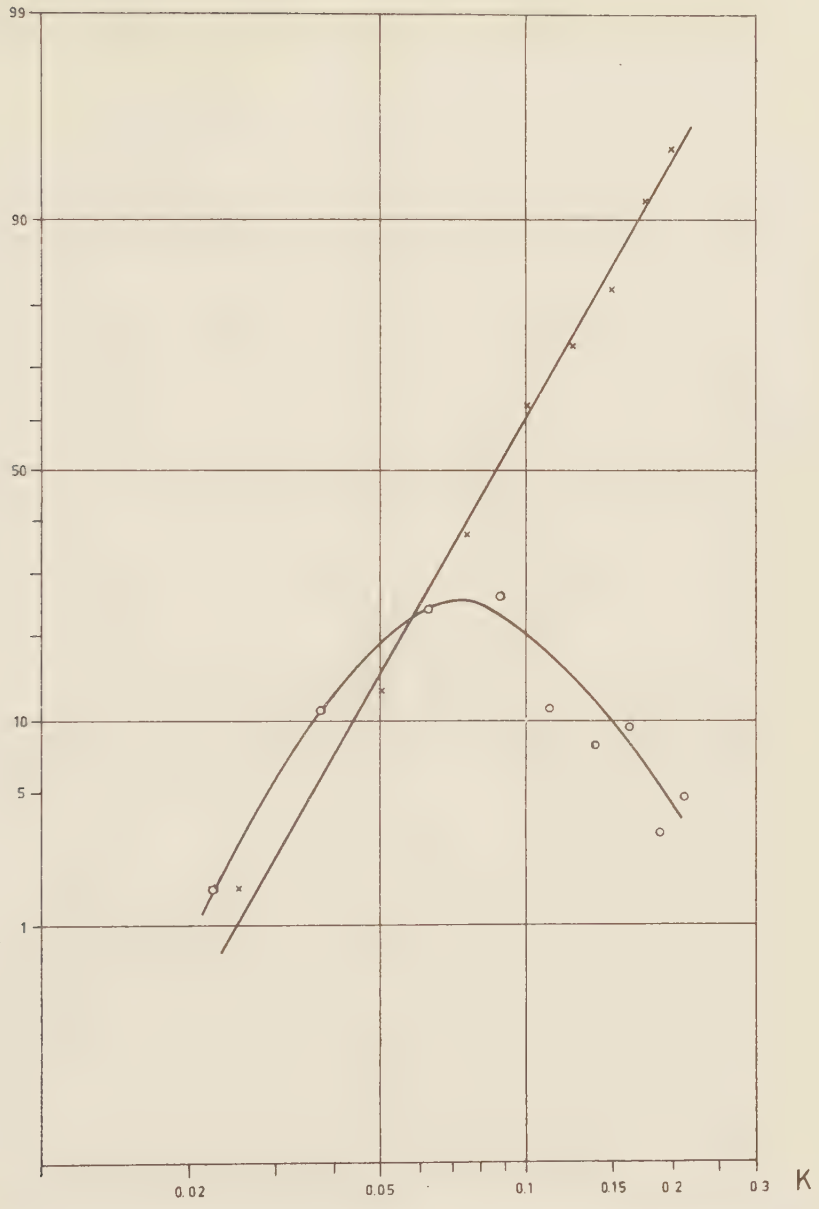


Abb. 23b: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von Arterien 3. Ordnung aus selektiven Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

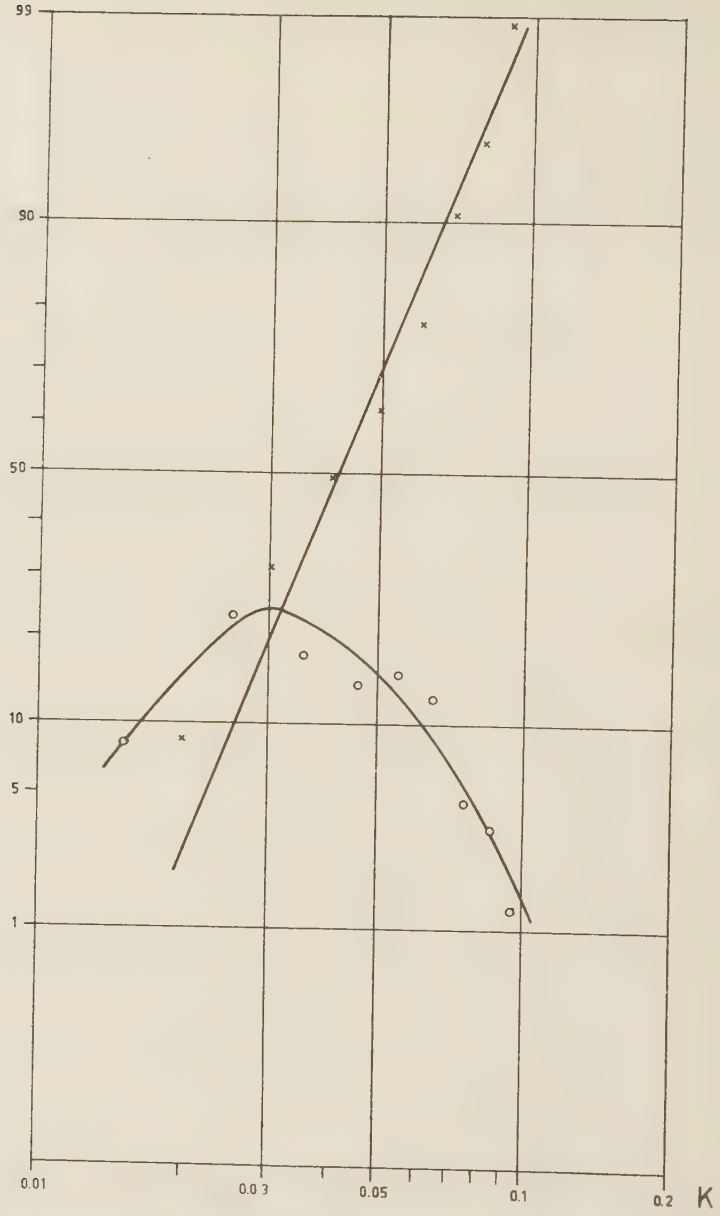


Abb. 24a: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von Arterien 4. Ordnung aus aortalen Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

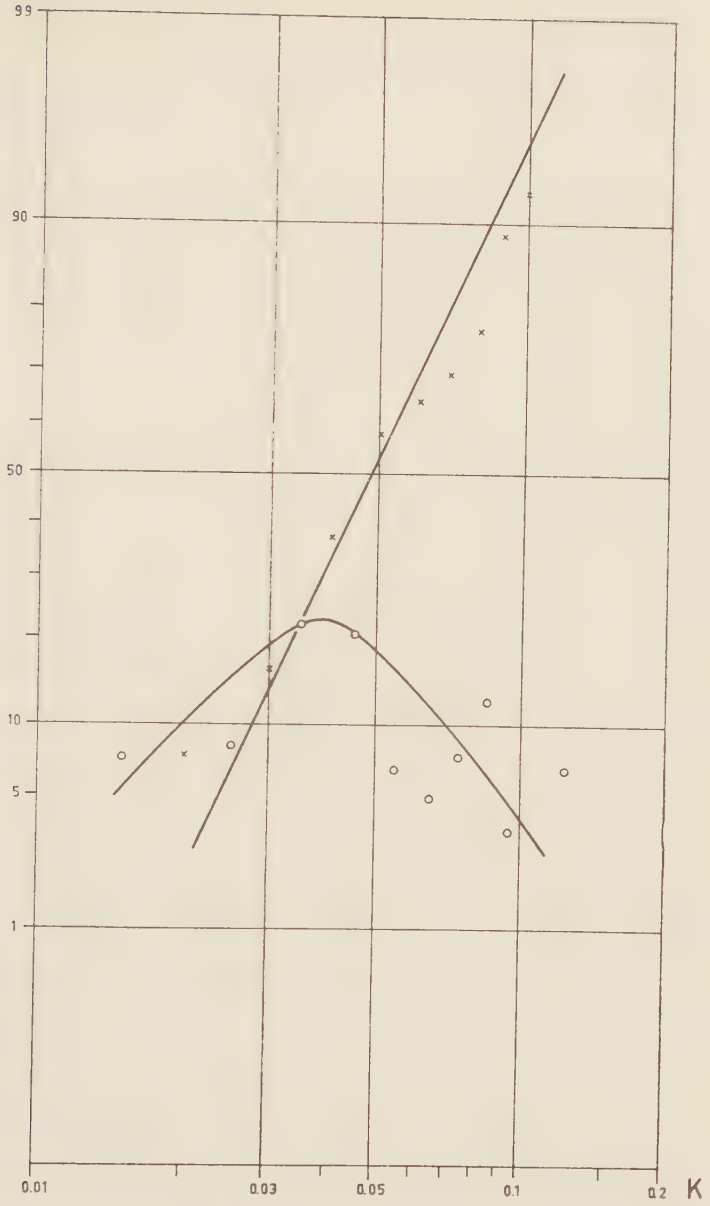


Abb. 24b: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von Arterien 4. Ordnung aus selektiven Nierenangiogrammen ohne pathologischen Befund

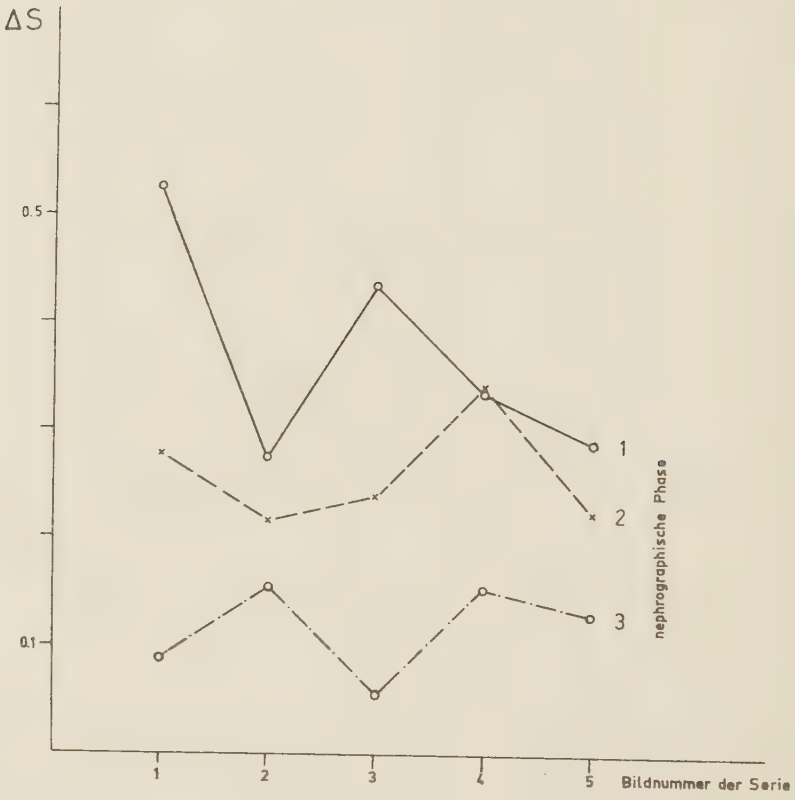


Abb. 25: Kontrastverhalten von drei Details eines aortalen Nierenangiogramms ohne pathologischen Befund im Verlauf einer Serie. 1 = A. renalis; 2 = Arterie 2. Ordnung; 3 = Arterie 4. Ordnung

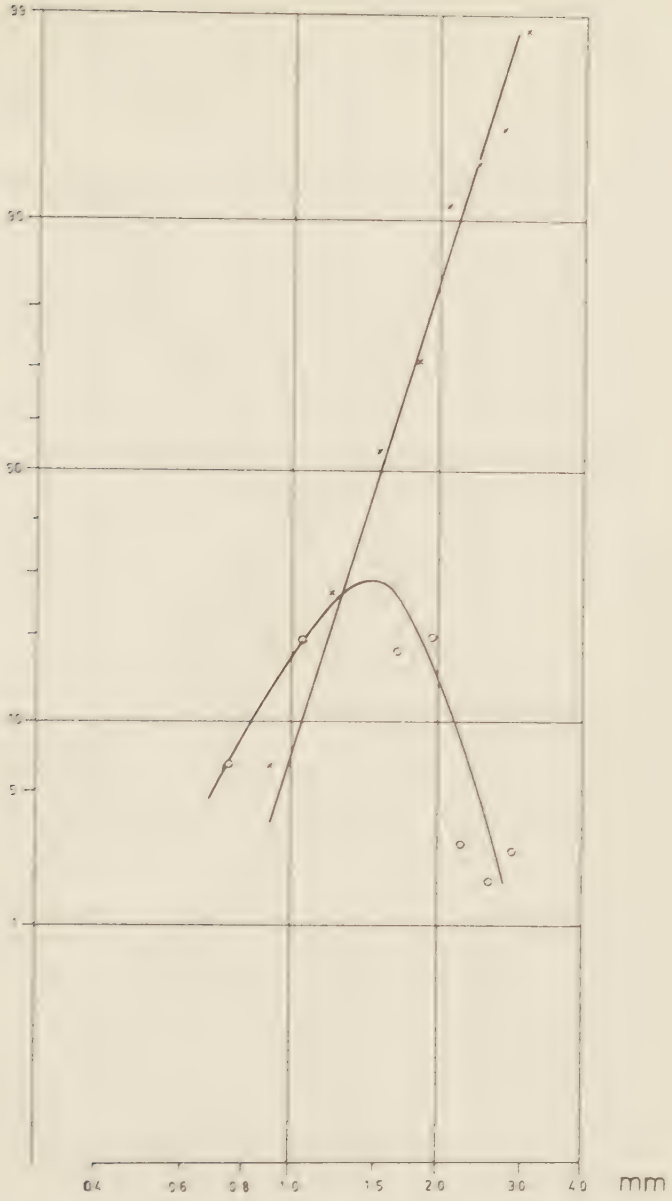


Abb. 2[illegible]: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Detailgrößen von typischen Tumorgefäßen bei Hypernephromen

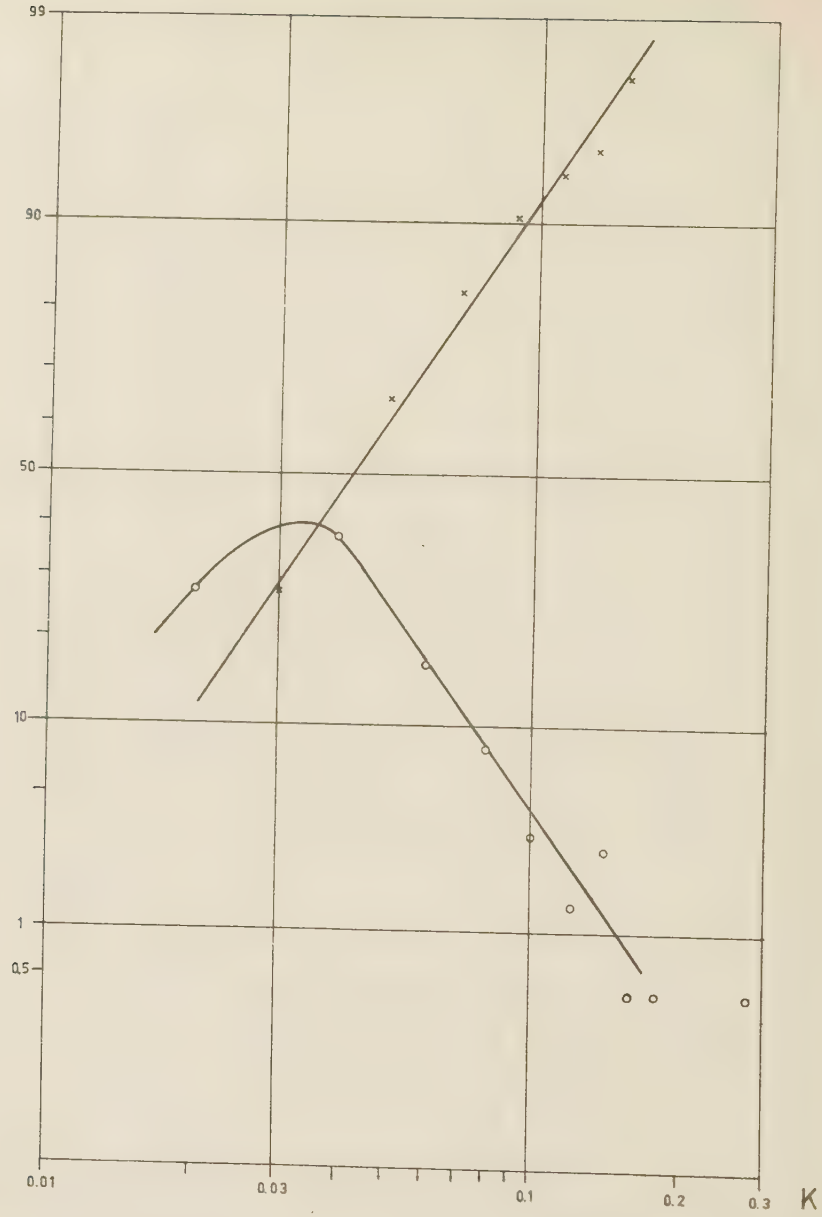


Abb. 26b: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von typischen Tumorgefäßen bei Hypernephromen

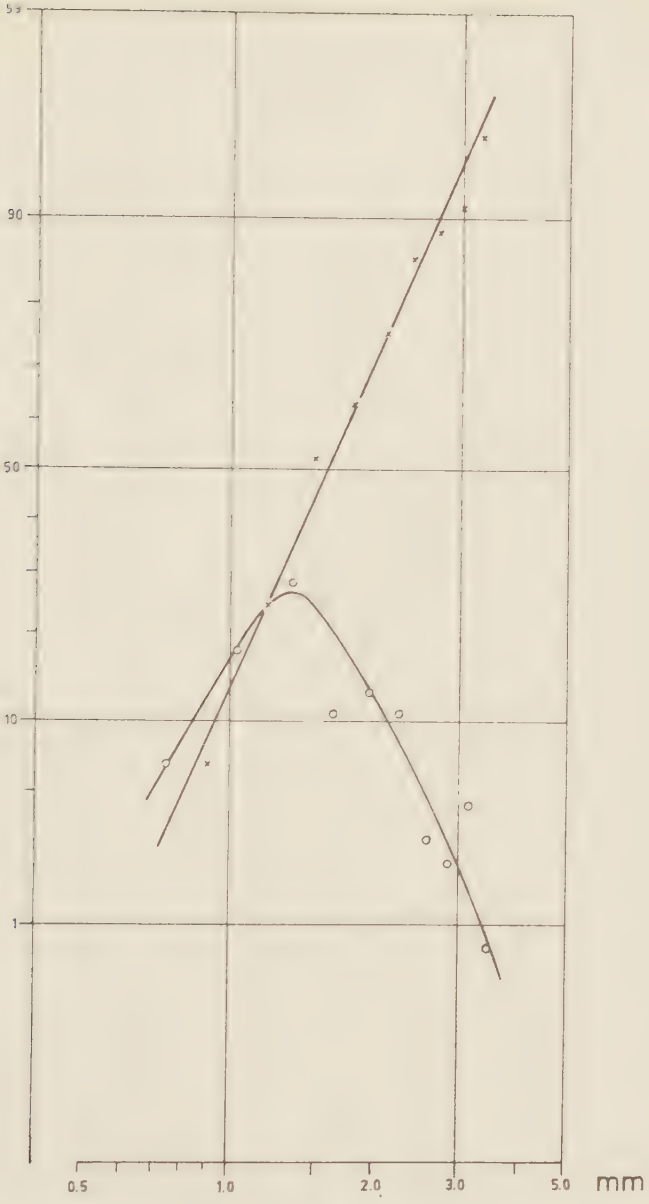


Abb. 27a: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Detailgrößen von pathologischen Gefäßen bei gefäßarmen Tumoren, Zysten, Tuberkulose und Schrumpfnieren verschiedener Genesen

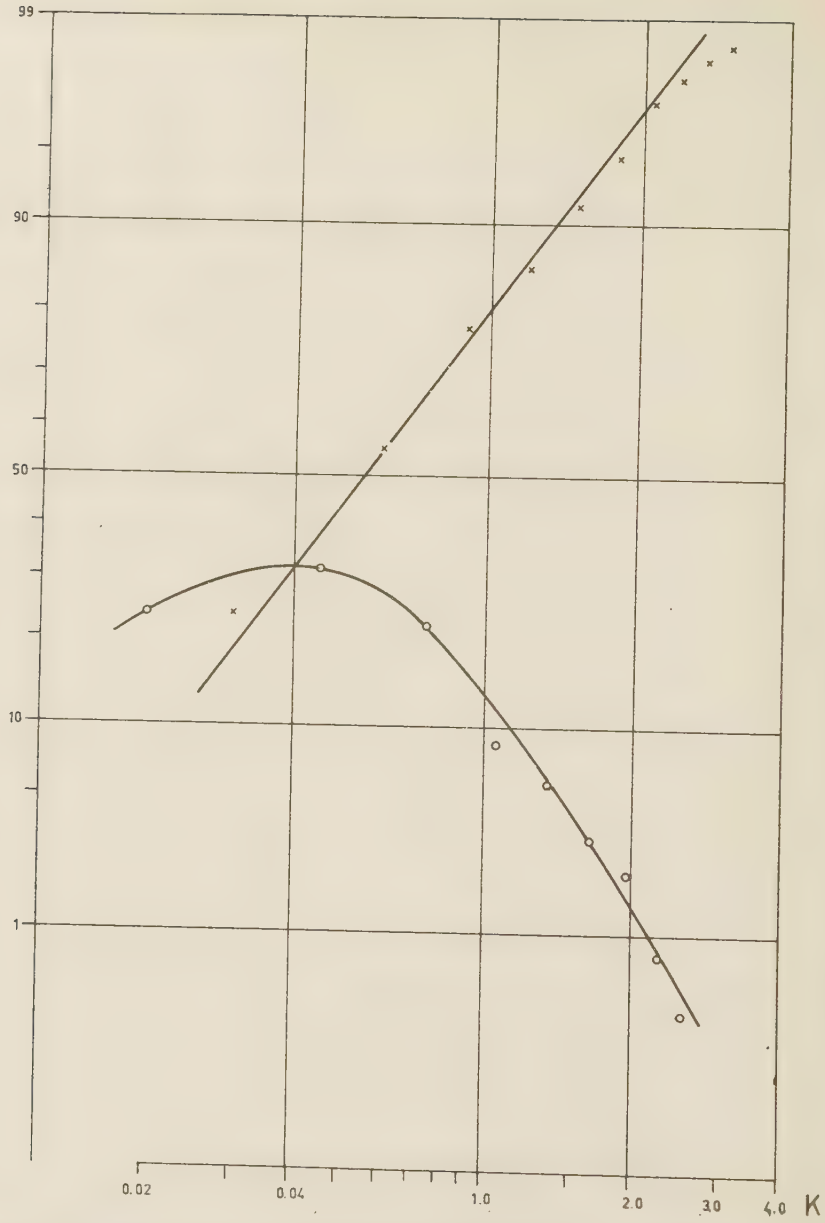


Abb. 27b: Häufigkeitsverteilung und Summengerade der Strahlenkontraste von pathologischen Gefäßen bei gefäßarmen Tumoren, Zysten, Tuberkulose und Schrumpfnieren verschiedener Genesen

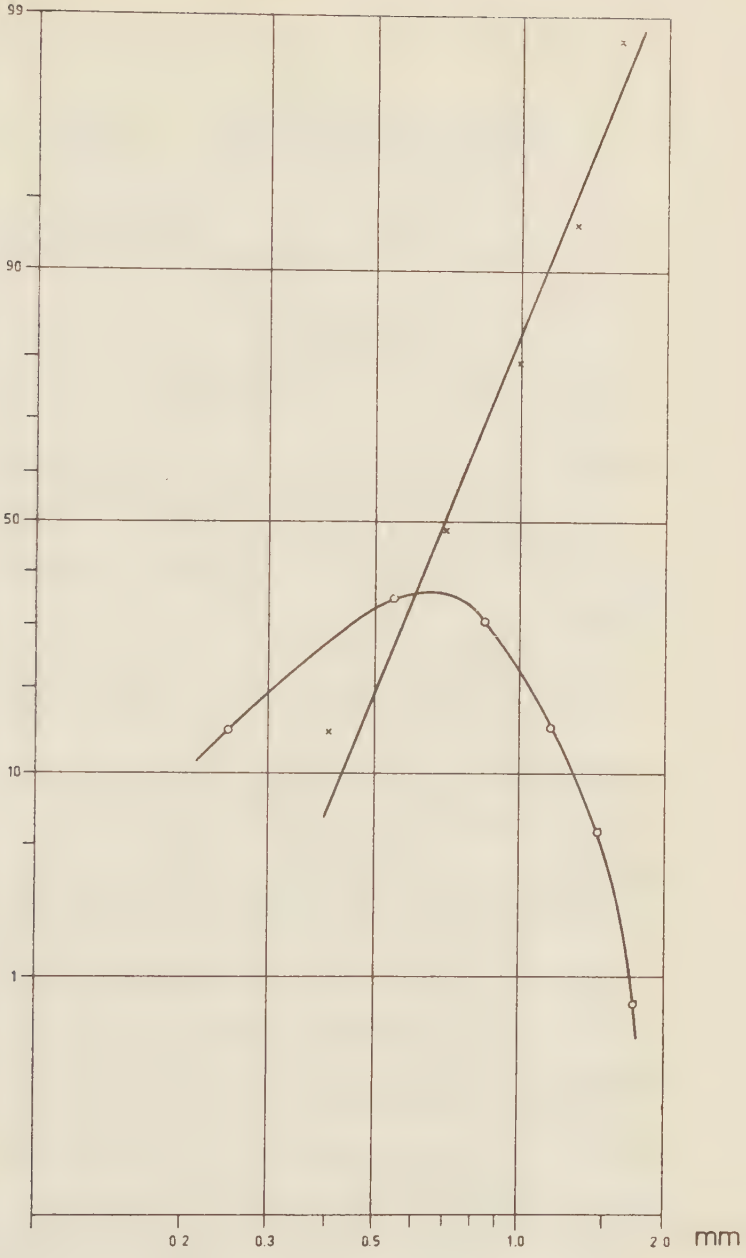


Abb. 28: Häufigkeitsverteilung und Summengerade von Gefäßgrößen aus Arteriogrammen postoperativer Nieren

Literaturverzeichnis

1. ARDRAN, G.M., H.E. CROOKS und B.J. O'LOUGHLIN:
Radiological reflections on image quality
Acta radiol. 2 (1964) 65

2. +BARTL, R.: Bewegungsvorgänge in der Niere
Röntgenkinematographische Untersuchungen
Inaug. Diss. München 1969

3. BAUER, K.: ABC der Röntgentechnik
G. Thieme Verlag, Leipzig (194o)

4. BENNET, A. und S. WIENER: Intrarenal arteriovenous
fistula and aneurysm
Am. J. Roentgenol. 95 (1965) 372

5. +BERGER, A.: Zum Problem der Bewegungsunschärfe im Röntgenbild der Lunge und des Herzens
I. Geschwindigkeitsmessungen am Herzrand
Röntgen-Bl. 14 (1961) 369
II. Geschwindigkeitsmessungen in der Lunge
Röntgen-Bl. 16 (1963) 122

6. BIEDERMANN, K., E. BORCKE, F. BUCHMANN, H. FRIESER,
H. MUNKER, H. SCHOBER, O. SCHOTT, F.E. STIEVE,
L. WIDENMANN:
Über Kontrastbegriffe in der Radiologie und
ihre Definitionen
Röntgen-Bl. 2o (1967) 131

7. BIEDERMANN, K. und H. FRIESER:
Die Photometrie des Röntgenfilms
Röntgen-Bl. 2o (1967) 157

8. BILLING, L. und A. LINDGREN: Die pathologisch-anatomische
Unterlage der Geschwulstarteriographie. Eine
Untersuchung der arteriellen Gefäße des Hypernephroms
und des Magenkarzinoms
Acta radiol. 25 (1944) 625

9. BILLING, L.: The roentgen diagnosis of polycystic kidneys
Acta radiol. 41 (1954) 3o5

1o. BLACKWELL, H.R.: Contrast thresholds of the human eye
J. Opt. Soc. Am. 36 (1946) 624

11. BOIJSEN, E.: Angiographic studies of the anatomy of single
and multiple renal arteries
Acta radiol. Suppl. 183 (1959)

12. BOIJSEN, E. and J. FOLIN: Angiography in the diagnosis
of renal carcinoma
Radiologe 1 (1961) 173

13. BORCKE, E. und H. POPPE: Der Einfluß der Aufnahmetechnik auf die Detailerkennbarkeit im Knochengewebe am Beispiel von Knochenfissuren
In: Bildgüte in der Radiologie, herausgeg. v. F.E. Stieve, G. Fischer, Stuttgart 1966

14. BOUWERS, A. und W.J. OOSTERKAMP: Die Unschärfe einer Röntgenaufnahme
Fortschr. Röntgenstr. 54 (1936) 87

15. BRONKHORST, W.: Kontrast und Schärfe im Röntgenbilde
G. Thieme, Leipzig 1927

16. CAPLAN L.H., S. SIEGELMANN and M. BOSNIAK:
Angiography in inflammatory space-occupying lesions of the kidney
Radiology 88 (1967) 14

17. CASTIAUX: La circulation artérielle du rein, étudiée par la radiographie. Thèse pour le Doctorat en Médicine.
Lille 1881, zitiert bei GÄNSSLEN

18. DOS SANTOS, R., A. LAMAS et J.P. CALDAS: L'artériographie des membres, de l'aorte et de ses branches abdominales
Bull. et Mém. Soc. Nat. Chir. 55 (1929) 587

19. ECOIFFIER, J. und L. WIDENMANN: Bewegungsstudien mit Röntgenstrahlen: Ergebnisse von Messungen der vorkommenden Bewegungsgeschwindigkeiten
In: Bildgüte in der Radiologie II, herausgeg. v. F.E. Stieve, G. Fischer, Stuttgart (im Druck)

20. EDHOLM, P.: The tomogramm, its formation and content
Acta radiol., Suppl. 193 (1960)

21. EDSMAN, G.: Angionephrography and suprarenal angiography
Acta radiol., Suppl. 155 (1957)

22. EGGERT, J., H. FRANKE und F. LUFT: Vereinheitlichung der Nomenklatur in der röntgenphotographischen Aufnahmetechnik
Fortschr. Röntgenstr. 52 (1935) 82

23. EGGERT, J.: Die Theorie des Röntgenbildes
In: Lehrbuch der Röntgendiagnostik Band I,
G. Thieme, Stuttgart 1965

24. FALLER, J., G. UNGVARY: Die arterielle Segmentation der Nieren
Zentralbl. Chir. 87 (1962) 972

25. FARINAS, P.L.: A new technique for the arteriographic examination of the abdominal aorta and its branches
Amer. J. Roentgenol. 46 (1941) 641

26. FRIEDENBERG, M., S. EISEN and J. KISSANE:
Renal angiography in pyelonephritis, glomerulonephritis and arteriolar nephrosclerosis
Am. J. Roentgenol. 95 (1965) 349

27. FRIK, W.: Detailerkennbarkeit und Dosis bei der Röntgendurchleuchtung
Dr. A. Hüthig Verlag, Heidelberg 1959

28. FRIK, W.: Hartstrahltechnik
G. Thieme, Stuttgart 1961

29. FRIMANN-DAHL, J.: Selective angiography in renal tuberculosis
Acta radiol. 49 (1958) 31

3o. GAJEWSKI, H.: Physikalische und aufnahmetechnische Gesichtspunkte bei Röntgenaufnahmen mit hohen Spannungen
Fortschr. Röntgenstr. 8o (1954) 642

31. GÄNSSLEN, M.: Der feinere Gefäßaufbau gesunder und kranker menschlicher Nieren
Ergebn. inn. Med. Kinderheilk. 47 (1934) 275

32. GOERING, U. und O. SCHOTT: Der Begriff Bild in der Radiologie
Röntgen-Bl. 19 (1966) 23o

33. GOERING, U. und K. DÜMMLING: Sichtbarmachen des Röntgenbildes mit Hilfe von Lumineszenzschirmen
In: Handbuch d. med. Radiologie I/1, Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1968

34. GRAVES, F.T.: The anatomy of the intrarenal arteries and its application to segmental resection of the kidney
Brit. J. Surg. 42 (1954) 132

35. GRAVES, F.T.: The anatomy of the intrarenal arteries in health and disease
Brit. J. Surg. 43 (1955/56) 6o5

36. GROSSE-WILDE, H.: Bewegungsstudien am Duodenum aufgrund röntgenkinematographischer Untersuchungen
Inaug. Diss. München 1969

37. HABIGHORST, L.V., F.K. KÖSSLING, P. ALBERS: Die perirenalen Arterien und der Kollateralkreislauf der Niere im postmortalen Angiogramm
Fortschr. Röntgenstr. 1o5 (1966) 35

38. HAUCH, E.: Die Arterien der gesunden und kranken Niere im Röntgenbild
Fortschr. Röntgenstr. 2o (1913) 172

39. HELLSTRÖM, J.: Über die Varianten der Nierengefäße
Z. urol. Chir. 24 (1928) 253

40.+HENNECKE, A.: Untersuchungen zur Frage der Bildgüte von Röntgenaufnahmen der Lunge
Inaug. Diss. München 1966

41. HÖFERT, M.: Messung der Kontrastübertragungsfunktion von Röntgenverstärkerfolien
Acta radiol. diagn. 1 (1963) 1111

42. HÖFERT, M.: Spezielle Probleme des Röntgenfilms
In: Bildgüte in der Radiologie, herausgeg. v. F.E. Stieve, G. Fischer, Stuttgart 1966

43. HOMENKO, V.K.: Urologija (Moskau) 24 (1959) 13,
zit. n. Faller und Ungvary

44. HYRTL, J.: Über die Injektionen der Wirbeltiernieren und deren Ergebnisse
S.-B. Akad. Wiss. Wien math.-natur. Kl. 47 (1863) 146

45. IDBOHRN, H.: Renal angiography in cases of delayed excretion in intravenous urography
Acta radiol. 42 (1954) 333

46. +ILLICHMANN, H.R.: Die Beurteilung der Bildgüte von Cholezystogrammen mit pathologischen Veränderungen
Inaug. Diss. München 1970

47. KINCAID, O.W.: Renal Angiography
Year Book Medical Publishers, Chicago 1966

48. KLASENS, H.A.: Measurement and calculation of unsharpness combinations in x-ray photography
Philips Research Rep. 1 (1946) 241

49.+KLEIN, U. und L. WIDENMANN: Probleme der Detailerkennbarkeit aus klinischer Sicht
(1970, Röntgen-Bl. i. Druck)

50. KUPRIJANOFF, P.A.: Das intrarenale arterielle System gesunder und pathologischer Nieren
Dtsch. Z. Chir. 188 (1924) 206

51. LAVENDER, M.B., T. SHERWOOD and S. RUSSELL:
In vivo renal micro-angiography
Brit. J. Radiol. 42 (1969) 247

52. LÖFGREN, F.: Das topographische System der Malpigischen Pyramiden der Menschenniere
A.B. Gleerupska Univ.-bokhandeln, Lund 1949,
zit. n. BOIJSEN

53. MEILER, J.: Die Zusammensetzung der verschiedenen Unschärfefaktoren zur Gesamtunschärfe im Röntgenbild
Fortschr. Röntgenstr. 82 (1955) 107

54. MEILER, J.: Abbildungsverhältnisse im Röntgenbild
Röntgen-Bl. 19 (1966) 234

55. MEILER, J.: Die Abhängigkeit des Auflösungsvermögens von Brennfleck, Verstärkerfolie und Abbildungsmaßstab bei der Aufnahme von unbewegten Objekten
Röntgen-Bl. 2o (1967) 566

56. MORGAN, R.H.: Unsharpness
Amer. J. Roentgenol. 62 (1949) 68o

57. MORGAN, R.H.: The frequency response function
A valuable means of expressing the informational recording capability of diagnostic x-ray systems
Amer. J. Roentgenol. 88 (1962) 175

58. MORGAN, R.H., L. BATES, U. GOPALASAO and A. MARINARO:
The frequency response characteristics of x-ray films and screens
Amer. J. Roentgenol. 92 (1964) 426

59. MUNKER, H.: Folienfilm und folienloser Film
In: Bildgüte in der Radiologie, herausgeg. v. F.E. Stieve, G. Fischer, Stuttgart 1966

6o. OEDMAN, P.: Percutaneous selective angiography of the main branches of the aorta
Acta radiol. 45 (1956) 1

61. OLSSON, O.: Roentgen examination of the kidney and the ureter
In: Handbuch der Urologie Band V/1, Springer, Berlin 1962

62. O'LOUGHLIN, B.J.: Betrachtungen über die radiologische Bildqualität
In: Bildgüte in der Radiologie, herausgeg. v. F.E. Stieve, G. Fischer, Stuttgart 1966

63. PEIRCE, E.C. and W.P. RAMSEY:
Renal arteriography: report of a percutaneous method using the femoral artery approach and a disposal catheter
J. Urol. (Baltimore) 69 (1953) 578

64. PFANZAGL, J.: Allgemeine Methodenlehre der Statistik II
Walter de Gruyter, Berlin 1966

65. RANKE, O.F.: Die optische Simultanschwelle als Gegenbeweis gegen das Fechner'sche Gesetz
Z. Biol. 1o5 (1952) 224

66. RÖHLER, R.: Untersuchungen zur Detailerkennbarkeit im Röntgenbild
Fortschr. Röntgenstr. 86 (1957) 376

67. RÖHLER, R.: Informationstheorie und Radiologie
Ärztl. Forsch. 16 (1962) 1o8

68. RÖHLER, R.: Methoden zur Kennzeichnung der Bildqualität
Physikalische Gesichtspunkte
In: Bildgüte in der Radiologie, herausgeg.
v. F.E. Stieve, G. Fischer, Stuttgart 1966

69. RÖHLER, R.: Physiologische Probleme der Betrachtung des
Röntgenbildes
Röntgen-Bl. 2o (1967) 79

7o. RÖHLER, R. und G. KRITIKOS: Untersuchungen über die
Erkennbarkeit von Bilddetails in strukturierten
Umfeldern, besonders im Hinblick auf die
Auswertung von Röntgenbildern
In: Bildgüte in der Radiologie II, herausgeg.
v. F.E. Stieve, G. Fischer, Stuttgart (im Druck).

71. ROSSMANN, K.: Image-forming quality of radiographic screen-
film systems: the line spread function
Amer. J. Roentgenol. 9o (1963) 178

72. ROSSMANN, K.: Spatial fluctuations of x-ray quanta and the
recording of radiographic mottle
Am. J. Roentgenol. 9o (1963) 863

73. SALMON, R. and KOEHLER: Angiography in renal and perirenal
inflammatory masses
Radiology 88 (1967) 9

74. SCHAD, N.: Die intermittierende Kontrastmittelinjektion
in das Herz
G. Thieme, Stuttgart 1967

75. SCHOBER, H.: Die Anwendbarkeit der Informationstheorie
auf Probleme der Röntgendiagnostik
Ärztl. Forsch. 16 (1962) 1o3

76. SCHOBER, H. und M. HÖFERT: Die Anwendbarkeit der in der
Optik gebräuchlichen Kontrastübertragungs- und
Informationstheorie auf die Abbildung mit Röntgen-
strahlen
Acta radiol. diagn. 1 (1963) 1179

77. SCHOBER, H.: Allgemeine physiologische Grundregeln für die
Detailwahrnehmung im Röntgenbild
In: Bildgüte in der Radiologie, herausgeg.
v. F.E. Stieve, G. Fischer, Stuttgart 1966

78. SCHOBER, H.: Der Detailbegriff im Röntgenbild
Röntgen-Bl. 2o (1967) 148

79. SCHOKNECHT, G.: Quantitative Beschreibung von Kontrast-
mittelaufnahmen
In: Bildgüte in der Radiologie (89)

8o. SCHOTT, O.: Die Modulationsübertragungsfunktion in der Röntgenologie
In: Bildgüte in der Radiologie (89)

81. SCHOTT, O.: The x-ray pattern and its properties as input parameters in x-ray television. Colloquium on diagnostic radiologic instrumentation, Chicago 1966

82. +SEGERER, W.: Die Beurteilung der Bildgüte von Cholezysto- und Cholangiogrammen
Inaug. Diss. München 1968

83. SELDINGER, S.J.: Catheter replacement of the needle in percutaneous arteriography: A new technique
Acta radiol. 39 (1953) 368

84. SHERWOOD, T., J.P. LAVENDER and R.H. GREENSPAN:
Renal magnification angiograms in the dog
Brit. J. Radiol. 42 (1969) 241

85. SPIEGLER, G.: Auf dem Wege zu einer Methodik der richtigen Betrachtung von Röntgenfilmen
Fortschr. Röntgenstr. 49 (1934) 57

86. SPIEGLER, G.: Physikalische Grundlagen der Röntgendiagnostik
G. Thieme, Stuttgart 1957

87. SPIEGLER, G.: Bildgüte und Dosis in der Röntgenologie
In: Bildgüte in der Radiologie (89)

88. +STENZEL, B.: Die Motorik des Magens bei der Röntgenuntersuchung
Inaug. Diss. München 1969

89. +STIEVE, F.E. (Herausgeber): Bildgüte in der Radiologie (Symposion am 1. und 2. Okt. 1964 auf der Insel Herrenchiemsee/Obb.)
G. Fischer, Stuttgart 1966

9o. +STIEVE, F.E.: Kontrast und Schärfe im Röntgenbild der Lunge
In: Bildgüte in der Radiologie (89)

91. +STIEVE, F.E. und L. WIDENMANN: Die Beurteilung der Güte eines Röntgenbildes
Röntgen-Bl. 2o (1967) 1o9

92. +STIEVE, F.E. und R. RÖHLER: Die Beziehung zwischen den diagnostisch bedeutsamen Röntgenbefunden und den Kenngrößen der Modulationsübertragungsfunktion
Röntgen-Bl. 22 (1969) 547

93. +STIEVE, F.E.: Neue Forschungsergebnisse über die Bildgüte in der Röntgendiagnostik. Übersichtsref. auf der 12. Tagung der Österr. Röntgenges. in Innsbruck, 197o (Röntgen-Bl. im Druck)

94. SWART, B. und W. DINGENDORF: Experimenteller Beitrag zur optimalen Gefäßdarstellung
Fortschr. Röntgenstr. 97 (1967) 657

95. TUDDENHAM, W.I.: The visual physiology of roentgen diagnosis
Am. J. Roentgenol. 78 (1957) 116

96. VOGLER, E. und E. HERBST: Angiographie der Nieren
G. Thieme, Stuttgart 1958

97. VOGLER, E.: Aorta abdominalis und ihre großen Äste
In: Handbuch der medizinischen Radiologie, X, 3.
Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1964

98. VOGLER, E.: Harnsystem, In: Schinz: Lehrbuch der Röntgendiagnostik 6. Auflg. Band 5, G. Thieme, Stuttgart 1965

99. VRIES, G.H. de: Angiogramm eines Nierenkarbunkels
Fortschr. Röntgenstr. 9o (1959) 64o

100. +WILDENMANN, J.: Begriffe der Informationstheorie in der Röntgenaufnahmetechnik
Röntgen-Bl. 22 (1969) 443

Die mit + bezeichneten Arbeiten stammen aus dem Arbeitskreis des Riederinstitutes

Herrn Professor Dr. med. H. v. Braunbehrens danke ich für die kritische Durchsicht und die Übernahme des Korreferates.

Herrn Professor Dr. med. F. E. Stieve möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas und die Übernahme des Referates danken.

Besonderen Dank schulde ich Herrn Professor Dr. med. O. Hug, Direktor des Strahlenbiologischen Institutes der Universität, der mir das Mikrophotometer für die Messungen zur Verfügung stellte.

Herrn Professor Dr. med. E. Schmiedt, Direktor der Urologischen Klinik der Universität, danke ich für die großzügige Überlassung der Operationsnieren.

Für die Anregung, Unterstützung und Beratung, die mir bei der Durchführung dieser Arbeit gewährt wurden, danke ich Herrn Professor Dr. med. F. E. Stieve und Fräulein L. Widenmann herzlich.

L e b e n s l a u f

Am 9. Oktober 1943 wurde ich, Johannes Joachim Gercke, als Sohn des Regierungsamtmanns Johannes Gercke und seiner Ehefrau Hedwig, geborene Fickler, in Möhringen an der Donau geboren. Ich besuchte die Volksschule in Immendingen und die Oberrealschule im benachbarten Tuttlingen. Vom Jahre 1958 an besuchte ich die Gisela-Oberrealschule in München, wo ich 1964 die Reifeprüfung ablegte.

Nach Ableistung eines zwölfmonatigen Wehrdienstes studierte ich seit dem Wintersemester 1965/66 Medizin an der Universität München, wo ich mein Studium am 3. August 1971 mit dem Staatsexamen beendete.